

Kegiatan Tambahan Guru Besar a.n. Irza Sukmana, Ph.D.

1. Mendapatkan Hibah Penelitian Kompetitif (Sebagai Ketua) minimal Rp. 100 Juta

Tahun 2017: Hibah Dikti, Penelitian Berbasis Kompetensi (lanjutan), Total dana hibah Rp 127.500.000,00, dan

Tahun 2016: Hibah Dikti, Penelitian Berbasis Kompetensi (lanjutan), Total dana hibah Rp 100.000.000,00

LAMPIRAN TERSUSUN:

1. Kontrak Penelitian Tahun 2017 (lanjutan)
2. Surat Pemenang Hibah Dikti 2017
3. Lampiran Daftar Pemenang Hibah Dikti 2017
4. Laporan Akhir Kegiatan beserta luaran
5. Kontrak Penelitian Tahun 2016
6. Surat Pemenang Hibah Dikti 2016
7. Lampiran Daftar Pemenang Hibah Dikti 2016
8. Laporan Akhir Kegiatan beserta luaran



**KONTRAK PENELITIAN  
KOMPETENSI  
Tahun Anggaran 2017  
Nomor : 582/UN26.21/KU/2017**

Pada hari ini Rabu tanggal Tujuh bulan Juni tahun Dua Ribu Tujuh Belas, kami yang bertandatangan dibawah ini :

- 1. Warsono, Ph.D** : Ketua LPPM, Universitas Lampung, dalam hal ini bertindak untuk dan atas nama Universitas Lampung yang berkedudukan di Jl. Prof. Dr. Sumantri Brojonegoro No. 1 Bandar Lampung, untuk selanjutnya disebut **PIHAK PERTAMA**;
- 2. Irza Sukmana, S.T., M.T** : Dosen TEKNIK Universitas Lampung, dalam hal ini bertindak sebagai pengusul dan Ketua Pelaksana Penelitian Tahun Anggaran 2017 untuk selanjutnya disebut **PIHAK KEDUA**.

**PIHAK PERTAMA** dan **PIHAK KEDUA**, secara bersama-sama sepakat mengikatkan diri dalam suatu Kontrak Kompetensi Tahun Anggaran 2017 denganketentuan dan syarat-syarat sebagai berikut:

**Pasal 1  
Ruang Lingkup Kontrak**

**PIHAK PERTAMA** memberi pekerjaan kepada **PIHAK KEDUA** dan **PIHAK KEDUA** menerima pekerjaan tersebut dari **PIHAK PERTAMA**, untuk melaksanakan dan menyelesaikan Kompetensi Tahun Anggaran 2017 dengan judul "Pengembangan Biomaterial Berbasis Paduan Magnesium Dengan Aplikasi Sistem Pengecoran Squeeze Casting Untuk Pembuatan Baut Tulang (Bone Screw)".

**Pasal 2  
Dana Penelitian**

- (1) Besarnya dana untuk melaksanakan penelitian dengan judul sebagaimana dimaksud pada Pasal 1 adalah sebesar **Rp. 127.500.000,- (Seratus Dua Puluh Tujuh Juta Lima Ratus Ribu Rupiah)** sudah termasuk pajak.
- (2) Dana Penelitian sebagaimana dimaksud pada ayat (1) dibebankan padaDaftar Isian Pelaksanaan Anggaran (DIPA) Direktorat Jenderal Penguatan Riset dan Pengembangan, Kementerian Riset, Teknologi dan Pendidikan Tinggi Nomor SP DIPA-042.06.1.401516/2017, tanggal 06 Desember 2016.

### **Pasal 3**

#### **Tata Cara Pembayaran Dana Penelitian**

- (1) **PIHAK PERTAMA** akan membayarkan Dana Penelitian kepada **PIHAK KEDUA** secara bertahap dengan ketentuan sebagai berikut:
- Pembayaran Tahap Pertama sebesar 70% dari total dana penelitian yaitu  $70\% \times \text{Rp. } 127.500.000,- = \text{Rp. } 89.250.000,-$  (*Delapan Puluh Sembilan Juta Dua Ratus Lima Puluh Ribu Rupiah*), yang akan dibayarkan oleh **PIHAK PERTAMA** kepada **PIHAK KEDUA** setelah **PARA PIHAK** membuat dan melengkapi rancangan pelaksanaan penelitian yang memuat judul penelitian, pendekatan dan metode penelitian yang digunakan, data yang akan diperoleh, anggaran yang akan digunakan, dan tujuan penelitian berupa luaran yang akan dicapai.
  - Pembayaran Tahap Kedua sebesar 30% dari total dana penelitian yaitu  $30\% \times \text{Rp. } 127.500.000,- = \text{Rp. } 38.250.000,-$  (*Tiga Puluh Delapan Juta Dua Ratus Lima Puluh Ribu Rupiah*), dibayarkan oleh **PIHAK PERTAMA** kepada **PIHAK KEDUA** setelah **PIHAK KEDUA** mengunggah ke SIMLITABMAS yaitu Laporan Kemajuan Pelaksanaan Penelitiandan Catatan Harian
  - Biaya tambahan dibayarkan kepada **PIHAK KEDUA** bersamaan dengan pembayaran Tahap Kedua dengan melampirkan Daftar luaran penelitian yang sudah di validasi oleh **PIHAK PERTAMA**
- (2) Dana Penelitian sebagaimana dimaksud pada ayat (1) akan disalurkan oleh **PIHAK PERTAMA** kepada **PIHAK KEDUA** ke rekening sebagai berikut:

|               |                           |
|---------------|---------------------------|
| Nama          | : Irza Sukmana, S.T., M.T |
| NomorRekening | : 0221252389              |
| Nama Bank     | : BNI                     |

- (3) **PIHAK PERTAMA** tidak bertanggung jawab atas keterlambatan dan/atau tidak terbayarnya sejumlah dana sebagaimana dimaksud pada ayat (1) yang disebabkan karena kesalahan **PIHAK KEDUA** dalam menyampaikan data peneliti, nama bank, nomor rekening, dan persyaratan lainnya yang tidak sesuai dengan ketentuan.

### **Pasal 4**

#### **Jangka Waktu**

Jangka waktu pelaksanaan penelitian sebagaimana dimaksud dalam Pasal 1 sampai selesai 100%, adalah dihitung sejak Tanggal 13 April 2017 dan berakhir pada Tanggal 31 Oktober 2017

### **Pasal 5**

#### **Target Luaran**

- (1) **PIHAK KEDUA** berkewajiban untuk mencapai target luaran wajib penelitian berupa :
- Publikasi Ilmiah Jurnal Internasional
  - Pemakalah Dalam Pertemuan Ilmiah Nasional
  - Pemakalah Dalam Pertemuan Ilmiah Internasional
  - Keynote Speaker Dalam Pertemuan Ilmiah Nasional
  - Buku Ajar (ISBN)

- (2) **PIHAK KEDUA** diharapkan dapat mencapai target luaran tambahan penelitian berupa :
- Tidak Ada
- (3) **PIHAK KEDUA** berkewajiban untuk melaporkan perkembangan pencapaian target luaran sebagaimana dimaksud pada ayat (1) kepada **PIHAK PERTAMA**.

#### **Pasal 6**

#### **Hak dan Kewajiban Para Pihak**

(1) Hak dan Kewajiban **PIHAK PERTAMA**:

- a. **PIHAK PERTAMA** berhak untuk mendapatkan dari **PIHAK KEDUA** luaran penelitian sebagaimana dimaksud dalam Pasal 7;
- b. **PIHAK PERTAMA** berkewajiban untuk memberikan dana penelitian kepada **PIHAK KEDUA** dengan jumlah sebagaimana dimaksud dalam Pasal 2 ayat (1) dan dengan tata cara pembayaran sebagaimana dimaksud dalam Pasal 3.

(2) Hak dan Kewajiban **PIHAK KEDUA**:

- a. **PIHAK KEDUA** berhak menerima dana penelitian dari **PIHAK PERTAMA** dengan jumlah sebagaimana dimaksud dalam Pasal 2 ayat (1);
- a. **PIHAK KEDUA** berkewajiban menyerahkan kepada **PIHAK PERTAMA** luaran Kompetensi dengan judul "Desain Mikrostruktur Dan Karakterisasi Keramik Matrik Komposit Biohydroxyapatite Reinforced Calcium Silicate Berbasis Biogenic Silica Sekam Padi Dan Aragonite Cockles Shells Dengan Teknik Liquid Phase Sintering" dan catatan harian pelaksanaan penelitian;
- b. **PIHAK KEDUA** berkewajiban untuk bertanggung jawab dalam penggunaan dan penelitian yang diterimanya sesuai dengan proposal kegiatan yang telah disetujui;
- c. **PIHAK KEDUA** berkewajiban untuk menyampaikan kepada **PIHAK PERTAMA** laporan penggunaan dana sebagaimana dimaksud dalam Pasal 7.

#### **Pasal 7**

#### **Laporan Pelaksanaan Penelitian**

- (1) **PIHAK KEDUA** berkewajiban untuk menyampaikan kepada **PIHAK PERTAMA** berupa laporan kemajuan dan laporan akhir mengenai luaran penelitian dan rekapitulasi penggunaan anggaran sesuai dengan jumlah dana yang diberikan oleh **PIHAK PERTAMA** yang tersusun secara sistematis sesuai pedoman yang ditentukan oleh **PIHAK PERTAMA**.
- (2) **PIHAK KEDUA** berkewajiban mengunggah Laporan Kemajuan dan Catatan harian penelitian yang telah dilaksanakan ke SIMLITABMAS paling lambat 30 Agustus 2017.
- (3) **PIHAK KEDUA** berkewajiban menyerahkan *Hardcopy* Laporan Kemajuan dan Rekapitulasi Penggunaan Anggaran 70% kepada **PIHAK PERTAMA**, paling lambat 8 September 2017.
- (4) **PIHAK KEDUA** berkewajiban mengunggah Laporan Akhir, capaian hasil, Poster, artikel ilmiah dan profil pada SIMLITABMAS paling lambat 31 Oktober 2017 (bagi penelitian tahun terakhir).
- (5) Laporan hasil Penelitian sebagaimana tersebut pada ayat (4) harus memenuhi ketentuan sebagai berikut:
  - a. Bentuk/ukuran kertas A4;

b. Di bawah bagian cover ditulis:

Dibiayai oleh:

Direktorat Riset dan Pengabdian Masyarakat  
Direktorat Jenderal Penguatan Riset dan Pengembangan  
Kementerian Riset, Teknologi, dan Pendidikan Tinggi  
Sesuai dengan Kontrak Penelitian  
Nomor : 071 /SP2II/LT/DRPM/IV/2017

### **Pasal 8 Monitoring dan Evaluasi**

**PIHAK PERTAMA** dalam rangka pengawasan akan melakukan Monitoring dan Evaluasi internal terhadap kemajuan pelaksanaan Penelitian Tahun Anggaran 2017 ini sebelum pelaksanaan Monitoring dan Evaluasi eksternal oleh Direktorat Riset dan Pengabdian Masyarakat, Direktorat Jenderal Penguatan Riset dan Pengembangan, Kementerian Riset, Teknologi, dan Pendidikan Tinggi.

### **Pasal 9 Penilaian Luaran**

1. Penilaian luaran penelitian dilakukan oleh Komite Penilai/Reviewer Luaran sesuai dengan ketentuan yang berlaku.
2. dalam penilaian luaran terdapat luaran tambahan yang tidak tercapai maka dana tambahan yang sudah diterima oleh peneliti harus disetorkan kembali ke kas negara.

### **Pasal 10 Perubahan Susunan Tim Pelaksana dan Substansi Pelaksanaan**

Perubahan terhadap susunan tim pelaksana dan substansi pelaksanaan Penelitian ini dapat dibenarkan apabila telah mendapat persetujuan tertulis dari Direktur Riset dan Pengabdian Masyarakat, Direktorat Jenderal Penguatan Riset dan Pengembangan, Kementerian Riset, Teknologi, dan Pendidikan Tinggi.

### **Pasal 11 Penggantian Ketua Pelaksana**

- (1) Apabila **PIHAK KEDUA** selaku ketua pelaksana tidak dapat melaksanakan Penelitian ini, maka **PIHAK KEDUA** wajib mengusulkan pengganti ketua pelaksana yang merupakan salah satu anggota tim kepada **PIHAK PERTAMA**.
- (2) Apabila **PIHAK KEDUA** tidak dapat melaksanakan tugas dan tidak ada pengganti ketua sebagaimana dimaksud pada ayat(1), maka **PIHAK KEDUA** harus mengembalikan dana penelitian kepada **PIHAK PERTAMA** yang selanjutnya disetor ke Kas Negara.
- (3) Bukti setor sebagaimana dimaksud pada ayat (2) disimpan oleh **PIHAK PERTAMA**.

## **Pasal 12**

### **Sanksi**

- (1) Apabila sampai dengan batas waktu yang telah ditetapkan untuk melaksanakan Penelitian ini telah berakhir, namun **PIHAK KEDUA** belum menyelesaikan tugasnya terlambat mengirim laporan Kemajuan, dan/atau terlambat mengirim laporan akhir maka **PIHAK KEDUA** dikenakan sanksi administratif berupa penghentian pembayarar dan tidak dapat mengajukan proposal penelitian dalam kurun waktu dua tahun berturut-turut.
- (2) Apabila **PIHAK KEDUA** tidak dapat mencapai target luaran sebagaimana dimaksud dalam Pasal 5, maka kekurangan capaian target luaran tersebut akan dicatat sebagai hutang **PIHAK KEDUA** kepada **PIHAK PERTAMA** yang apabila tidak dapat dilunasi oleh **PIHAK KEDUA**, akan berdampak pada kesempatan **PIHAK KEDUA** untuk mendapatkan pendanaan penelitian atau hibah lainnya yang dikelola oleh **PIHAK PERTAMA**.

## **Pasal 13**

### **Pembatalan Perjanjian**

- (1) Apabila dikemudian hari terhadap judul Penelitian sebagaimana dimaksud dalam Pasal 1 ditemukan adanya duplikasi dengan Penelitian lain dan/atau ditemukan adanya ketidakjujuran, itikad tidak baik, dan/atau perbuatan yang tidak sesuai dengan kaidah ilmiah dari atau dilakukan oleh **PIHAK KEDUA**, maka perjanjian Penelitian ini dinyatakan batal dan **PIHAK KEDUA** wajib mengembalikan dana penelitian yang telah diterima kepada **PIHAK PERTAMA** yang selanjutnya akan disetor ke Kas Negara.
- (2) Bukti setor sebagaimana dimaksud pada ayat (1) disimpan oleh **PIHAK PERTAMA**.

## **Pasal 14**

### **Pajak-Pajak**

Hal-hal dan/atau segala sesuatu yang berkenaan dengan kewajiban pajak berupa PPN dan/atau PPh menjadi tanggung jawab **PIHAK KEDUA** dan harus dibayarkan oleh **PIHAK KEDUA** ke kantor pelayanan pajak setempat sesuai ketentuan yang berlaku.

## **Pasal 15**

### **Peralatan dan/alut Hasil Penelitian**

Hasil Pelaksanaan Penelitian ini yang berupa peralatan dan/atau alat yang dibeli dari pelaksanaan Penelitian ini adalah milik Negara yang dapat dihibahkan kepada Universitas Lampung sesuai dengan ketentuan peraturan perundang-undangan.

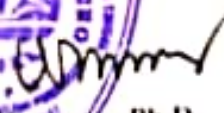
## **Pasal 16** **Penyelesaian Sengketa**

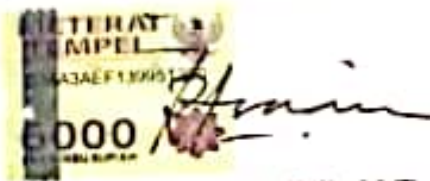
Apabila terjadi perselisihan antara **PIHAK PERTAMA** dan **PIHAK KEDUA** dalam pelaksanaan perjanjian ini akan dilakukan penyelesaian secara musyawarah dan mufakat, dan apabila tidak tercapai penyelesaian secara musyawarah dan mufakat maka penyelesaian dilakukan melalui proses hukum.

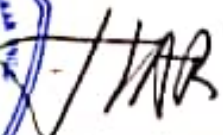
## **Pasal 17** **Lain-lain**

- (1) **PIHAK KEDUA** menjamin bahwa penelitian dengan judul tersebut di atas belum pernah dibiayai dan/atau diikutsertakan pada Pendanaan Penelitian lainnya, baik yang diselenggarakan oleh instansi, lembaga, perusahaan atau yayasan, baik di dalam maupun di luar negeri.
- (2) Segala sesuatu yang belum cukup diatur dalam Perjanjian ini dan dipandang perlu diatur lebih lanjut dan dilakukan perubahan oleh **PARA PIHAK**, maka perubahan-perubahannya akan diatur dalam perjanjian tambahan atau perubahan yang merupakan satu kesatuan dan bagian yang tidak terpisahkan dari Perjanjian ini.

Perjanjian ini dibuat dan ditandatangani oleh **PARA PIHAK** pada hari dan tanggal tersebut di atas, dibuat dalam rangkap 2 (dua) dan bermeterai cukup sesuai dengan ketentuan yang berlaku, yang masing-masing mempunyai kekuatan hukum yang sama.

**PIHAK PERTAMA**  
  
Prof. Suharno, Ph.D  
NIDN: 0016026303

**PIHAK KEDUA**  
  
Irza Sukmana, S.T., M.T  
NIDN: 0012087006

**Mengetahui**  
**DEKAN FAKULTAS TEKNIK**  
  
Prof. Suharno, M.S., M.Sc., Ph.D  
NIDN : 0017076205



KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI, DAN PENDIDIKAN TINGGI  
DIREKTORAT JENDERAL PENGUATAN RISET DAN PENGEMBANGAN

Direktorat Riset dan Pengabdian Masyarakat  
Lt.4 Gedung D Jalan Jenderal Sudirman, Senayan, Jakarta 10270  
Telepon: (021) 57946042 Fax: (021) 57946085  
Laman: <http://ristekdikti.go.id>

---

Nomor : 025/E3/2017 06 Januari 2017  
Lampiran : 1 (satu) berkas dan 1 (satu) lembar  
Perihal : Penerima Pendanaan Penelitian dan Pengabdian Masyarakat  
di Perguruan Tinggi Tahun 2017

Yth. 1. Rektor/ Direktur/Ketua Perguruan Tinggi Negeri dan Swasta  
2. Koordinator Kopertis Wilayah I s/d XIV

Sesuai dengan Surat Keputusan Direktur Jenderal Penguatan Riset dan Pengembangan nomor 01/E/KPT/2017 tanggal 6 Januari 2017 tentang Penerima Pendanaan Riset dan Pengabdian Masyarakat Tahun 2017, bersama ini kami sampaikan daftar nama penerima pendanaan Penelitian dan Pengabdian Masyarakat tahun 2017 sebagaimana terlampir.

Kami informasikan bahwa penerima pendanaan program Penelitian dan Pengabdian Masyarakat tahun 2017 adalah pengusul yang proposalnya dinyatakan lolos seleksi, dan yang bersangkutan atau institusi telah memenuhi kewajiban sebagai berikut:

1. Mengunggah Laporan kemajuan tahun 2015 - 2016;
2. Mengunggah Laporan Akhir tahun 2015 - 2016;
3. Mengunggah Berkas Kelengkapan Seminar Hasil tahun 2015 – 2016;
4. Mengunggah Dokumen RIP (skema PUPT) dan Renstra Pengabdian kepada Masyarakat;
5. Mengunggah proposal lanjutan: Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat untuk pelaksana *On Going*;
6. Melaksanakan seluruh tahapan seleksi sebagaimana disebutkan dalam Panduan Pelaksanaan Penelitian dan Pengabdian Masyarakat Perguruan Tinggi Edisi X untuk skema penelitian desentralisasi perguruan Tinggi.

Berkenaan dengan hal tersebut, DRPM mengucapkan selamat kepada penerima pendanaan Penelitian dan Pengabdian Masyarakat tahun 2017.

DRPM mengucapkan terimakasih kepada pengusul yang telah berpartisipasi dan apabila nama pengusul tidak tercantum, maka dapat mengusulkan kembali proposal pendanaan Penelitian dan Pengabdian Masyarakat untuk pendanaan tahun 2018.

Selanjutnya, kami mohon bantuan Saudara untuk menyampaikan informasi di atas kepada masing-masing penerima pendanaan Penelitian dan Pengabdian Masyarakat Tahun 2017.

Kami sampaikan bahwa mekanisme penyaluran dana akan dilakukan melalui kontrak kerja antara DRPM dengan Ketua LP/LPPM/LPM Perguruan Tinggi Negeri dan atau Koordinator Kopertis Wilayah. Untuk maksud tersebut, bersama ini kami kirimkan daftar isian (terlampir) untuk diisi dan mohon segera dikirim melalui fax: 021-5731846, 57946085 dan email ke [dp2mdikti@yahoo.co.id](mailto:dp2mdikti@yahoo.co.id) (untuk program Penelitian), dan [ppm.dp2m@ristekdikti.go.id](mailto:ppm.dp2m@ristekdikti.go.id) (untuk program Pengabdian Masyarakat) paling lambat tanggal 13 Januari 2017.

Hal-hal lain yang terkait dengan mekanisme penyaluran dana dan pelaksanaan pendanaan akan diinformasikan kemudian melalui laman: <http://simlibtamas.ristekdikti.go.id>

Atas perhatian dan kerjasama Saudara, kami ucapkan terima kasih.

Direktur Riset dan Pengabdian Masyarakat

TTD

Tembusan.

1. Dirjen Penguatan Riset dan Pengembangan
2. Ketua LP/LPPM/LPM Perguruan Tinggi
3. Sekretaris Pelaksana Kopertis Wilayah I s/d XIV

Ocky Karna Radjasa  
NIP 196510291990031001

Lampiran Surat No: 025/E3/2017 Tanggal 6 Januari 2017

Tentang Penerima Pendanaan Penelitian dan Pengabdian Masyarakat di Perguruan Tinggi Tahun 2017

| PTN/KOPERTIS | PERGURUAN TINGGI        | SKEMA                                                        | NAMA                          | JUDUL                                                                                                                                                                                                                    |
|--------------|-------------------------|--------------------------------------------------------------|-------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| PTN          | Universitas Gadjah Mada | Penelitian Fundamental                                       | PRAMADITYA WICAKSONO          | Pengembangan Konsep dan Metode Pemetaan Sumberdaya Alam Padang Lamun Menggunakan Teknologi Penginderaan Jauh                                                                                                             |
|              |                         |                                                              | R RACHMAT A SRIWIJAYA         | Analisis Kontak Pada Ukuran Nano Antara Lapisan Tipis Elastis Dengan Permukaan Sinusoidal Kaku                                                                                                                           |
|              |                         |                                                              | SANTOSA BUDIHardJO            | Pembuatan Manekin Model Pembelajaran dan Pemeriksaan Urogenital sebagai Implementasi Pembelajaran Ilmu Anatomi dan Bedah: Paduan dengan sistem Sensor sebagai Penanda                                                    |
|              |                         |                                                              | CHUSNUL HANIM                 | Estimasi Sintesis Protein Mikroba Rumen Berdasarkan Ekskresi Derivat Purin dalam Urin dengan Metode Spot Sampling pada Domba Merino                                                                                      |
|              |                         |                                                              | IKA DEWI ANA                  | Studi Pengembangan Hidrogel-Simvastatin dengan Penambahan Surfaktan sebagai Dasar Sistem Pelepasan Obat Terkendali                                                                                                       |
|              |                         |                                                              | RINA KUSWAHYUNING             | EKSPLORASI TERPEN SEBAGAI ENHANCERS UNTUK PENGHANTARAN TOPIKAL $\alpha$ -MANGOSTIN SECARA IN VITRO DAN IN VIVO                                                                                                           |
|              |                         |                                                              | MOH. ADHIB ULIL ABSOR         | KAJIAN TEORITIS-KOMPUTASIONAL SISTEM NOVEL ARTIFISIAL-FUNCTIONAL MATERIAL UNTUK PENGEMBANGAN ENERGY SAVING SPINTRONICS                                                                                                   |
|              |                         |                                                              | TETIANA HANIASTUTI            | Studi Potensi Hidroksiapatit Tulang Tuna Sirip Kuning (Thunnus Albacares) Sebagai Material Kaping Pulpa                                                                                                                  |
|              |                         |                                                              | SUSILOHADI                    | Konservasi satwa liar berbasis drone: Pemantauan populasi dan habitat banteng Bos javanicus d'Alton, 1823 di Taman Nasional Alas Purwo dengan teknologi inovatif guna mengantisipasi ancaman perubahan iklim.            |
|              |                         |                                                              | TRI JOKO                      | Desain Primer Spesifik untuk Deteksi Patogen Penyakit Busuk Lunak Anggrek (Pectobacterium carotovorum) Berbasis Analisis Sekuens Gen Housekeeping                                                                        |
|              |                         |                                                              | WIDODO                        | Konstruksi Formula dan Nilai Kekuatan Tak Reguler Total pada<br><br>Graf Pohon Caterpillar dan Pyramidal                                                                                                                 |
|              |                         | Penelitian Kerjasama Luar Negeri dan Publikasi Internasional | RUSDY GHAZALI MALUEKA         | HUBUNGAN PROFIL MOLEKULER DENGAN GAMBARAN KLINIS, HISTOPATOLOGIS DAN PROGNOSIS GLIOMA DI INDONESIA                                                                                                                       |
|              |                         |                                                              | MUHAMMAD NAJIB                | Sultanates and the Contestation over Identity Politics in Southeast Asia: A study of the dynamic contestation and co-existence between Sultanates, Nation-State, and Radical Islamism in Indonesia, Malaysia, and Brunei |
|              |                         |                                                              | SOFIA MUBARIKA HARJANA        | MIRNA GENOME SIGNATURE OF INDONESIAN EBV RELATED NASOPHARYNGEAL CARCINOMA IN THE DEVELOPMENT OF TARGETED THERAPY FOR PERSONALIZED MEDICINE                                                                               |
|              |                         |                                                              | SUPRA WIMBARTI                | Assessing Problems, Risk-Protective Factors to Develop an Intervention Model for Reproductive Health Issues in Yogyakarta, Indonesia                                                                                     |
|              |                         |                                                              | HIMAWAN TRI BAYU MURTI PETRUS | Sustainable Extraction of Valuable Metals from Urban Mine using Bioleaching Technique: An Approach Using Metabolic Citric Acid Produced by Aspergillus                                                                   |
|              |                         |                                                              | MUHAMMAD ALI IMRON            | Peat-fire occurrence and biodiversity conservation: An Individual-based Model Approach <br />                                                                                                                            |
|              |                         |                                                              | MUH ARIS MARFAI               | Ecosystem Based Disaster Risk Reduction (ECODRR) In Coastal Area of Java                                                                                                                                                 |
|              |                         |                                                              | SAPTO INDRIKO                 | Integrating Genetic Diversity of Dipterocarps to Support Rehabilitation Program of Tropical Rainforest in Indonesia                                                                                                      |
|              |                         |                                                              | NUNGKI ANGGOROWATI            | Study of Heparanase, Endothelin-1, Endothelin Receptor A in Ovarian Epithelial Neoplasia, and their association with epithelial to mesenchymal transition markers                                                        |
|              |                         |                                                              | RAGIL WIDYORINI               | Development of eco-friendly biocomposite product made from snake fruit (Salacca sp.) frond using natural adhesives                                                                                                       |
|              |                         |                                                              | RIA MILLATI                   | Enhanced Biogas Production from Fruit Waste using a Novel Membrane Bioreactor                                                                                                                                            |
|              |                         |                                                              | SALMAH                        | DISTRIBUTED MODEL PREDICTIVE CONTROL FOR TRAFFIC SYSTEMS WITH DYNAMIC GAME APPROACH                                                                                                                                      |
|              |                         |                                                              | DEWAJANI PURNOMOSARI          | Biological Behaviour of Indonesian Breast Cancer with Different Molecular Subtypes                                                                                                                                       |
|              |                         |                                                              | DYAH MAHARANI                 | Identification of Genetic Diversity and Relationship among Duck Population of Indonesia Using Microsatellite Marker                                                                                                      |
|              |                         |                                                              | SITI SUNARINTYAS              | Second Generation Formulation of A New Resin Matrix System on E-Glass Fiber-Reinforced Composite for Dental Use(A Study on Chemical, Physical, Mechanical and Biological Properties)                                     |
|              |                         |                                                              | ARIEF NURROCHMAD              | Immunomodulatory Activities of Active Compounds Isolated From Bengkoang (Pachyrhizus erosus) and Their Action Mechanisms                                                                                                 |
|              |                         |                                                              | MUSLIKHIN HIDAYAT             | Development of Energy Conversion Method from Biomass Waste using Indonesia Low Grade Iron Ore for Enhancing National Energy Security                                                                                     |
|              |                         |                                                              | SIGIT PRIYANTO                | Urban railway development of Yogyakarta city                                                                                                                                                                             |
|              |                         |                                                              | PUJO SEMEDI HARGO YUWONO      | Evaluating Undergraduate Tourism Curriculum in Indonesian University                                                                                                                                                     |
|              |                         |                                                              | BUDI HARTONO                  | PROJECT KNOWLEDGE MANAGEMENT MATURITY AND ORGANIZATIONAL PERFORMANCE: INSTRUMENT DEVELOPMENT, MAPPING AND BENCHMARKING FOR INDONESIA AND SINGAPORE CONSTRUCTION FIRMS                                                    |

| PTN/KOPERTIS | PERGURUAN TINGGI           | SKEMA                                                                                                                                            | NAMA                                        | JUDUL                                                                                                                                                                                                       |
|--------------|----------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|              |                            |                                                                                                                                                  | NIA KRISTININGRUM                           | IbM PRODUSEN KERIPIK SINGKONG DALAM PENINGKATAN KUALITAS PRODUK SERTA PEMANFAATAN LIMBAH KULIT SINGKONG OLEH KELOMPOK IBU RUMAH TANGGA KECAMATAN RAMBIPUJI KABUPATEN JEMBER                                 |
|              |                            |                                                                                                                                                  | FRANSISKA MARIA CHRISTIANTY                 | IbM Kelompok Pengusaha Pemanfaatan Ampas Tahu di Kecamatan Tamanan dan Kecamatan Grujugan, Kabupaten Bondowoso                                                                                              |
|              |                            |                                                                                                                                                  | SIH YUWANTI                                 | IbM PADA UKM KRUPUK BAWANG DALAM UPAYA PENINGKATAN PENDAPATAN MELALUI INTRODUSIR ALAT PENGERING TIPE KABINET DAN PERBAIKAN STRATEGI PEMASARAN                                                               |
|              |                            |                                                                                                                                                  | ANCAH CAESARINA NOVI M                      | IbM Kelompok Rawan Pangan 1000 HPK<br><br>di Lingkar Kampus Universitas Jember                                                                                                                              |
|              |                            |                                                                                                                                                  | JANUAR FERY IRAWAN                          | IbM KECAMATAN SUMBERSARI DALAM<br><br>MENGHADAPI BAHAYA ANGIN PUTING BELIUNG                                                                                                                                |
|              |                            |                                                                                                                                                  | MUHAMMAD ZIAUL ARIF                         | IbM SMA DAN MA BERBASIS PONDOK PESANTREN DI KOTA JEMBER                                                                                                                                                     |
|              |                            |                                                                                                                                                  | DWI DJUMHARIYANTO                           | Pembuatan pupuk granul organik bagi kelompok tani lahan kritis di lereng bukit argopuro                                                                                                                     |
|              |                            |                                                                                                                                                  | GATOT SUBROTO                               | Teknologi Pembuatan Krupuk Berbasis Singkong Di Posdaya Muslimatan Ar-Rahman Desa Candijati Kabupaten Jember Dalam Upaya Pengentasan Kemiskinan                                                             |
|              |                            |                                                                                                                                                  | AHMAD SYUHRI                                | IbM Kelompok Tani Desa Jenggawah Kecamatan Jenggawah Kabupaten Jember                                                                                                                                       |
|              |                            |                                                                                                                                                  | SISWOYO SOEKARNO                            | IbM Usaha Kecil Pengolahan Permen Tape di Kabupaten Jember                                                                                                                                                  |
|              |                            |                                                                                                                                                  | DWI NURAHMANTO                              | IbM PENGUSAHA KERIPIK PISANG RUMAH TANGGA                                                                                                                                                                   |
|              |                            |                                                                                                                                                  | SATRYO BUDI UTOMO                           | IbM Kecamatan Silo Yang Terdampak Tanah Longsor                                                                                                                                                             |
|              |                            |                                                                                                                                                  | SUHARTINI                                   | IbM PEMANFAATAN TANAMAN LOKAL<br><br>BAGI KELOMPOK LANSIA<br><br>DI KECAMATAN ARJASA KABUPATEN JEMBER                                                                                                       |
|              |                            |                                                                                                                                                  | RIKE OKTARIANTI                             | IbM PENGRAJIN ANYAMAN ROTAN DI KABUPATEN JEMBER UPAYA PENINGKATAN KUALITAS DAN KUANTITAS PRODUKSI                                                                                                           |
|              |                            |                                                                                                                                                  | SANTOSO MULYADI                             | IbM Kelompok Masyarakat Desa Temuasri dan Desa Awu-awu                                                                                                                                                      |
|              |                            |                                                                                                                                                  | SRI WAHYUNINGSIH                            | IBM PENGUSAHA KECIL: PEMANFAATAN KEDELAI DAN BIJI NANGKA SEBAGAI SUMBER ANEKA PANGAN DI KECAMATAN ARJASA, JEMBER, JAWA TIMUR                                                                                |
|              |                            |                                                                                                                                                  | UMMI SHOLIKHAH                              | IbM KELOMPOK TANI DI KECAMATAN SEMBORO KABUPATEN JEMBER MELALUI TRANSFER TEKHNOLOGI PEMANFAATAN LIMBAH URINE KELINCI MENJADI PESTISIDA ORGANIK DAN PUPUK ORGANIK GUNA MENINGKATKAN PRODUKSI HASIL PERTANIAN |
|              |                            |                                                                                                                                                  | DODI SETIABUDI                              | IbM Kelompok Usaha Kecil Pengepul Barang Bekas di Kecamatan Ambulu dan Kecamatan Jenggawah Kabupaten Jember                                                                                                 |
|              |                            |                                                                                                                                                  | KKN Pembelajaran<br>Pemberdayaan Masyarakat | SUTJIPTO                                                                                                                                                                                                    |
|              | HERLINA                    | Pengembangan Desa Mandiri Pangan dan Energi Berbasis Sumber Daya Lokal Melalui Kegiatan KKN-PPM                                                  |                                             |                                                                                                                                                                                                             |
|              | WINDA AMALIA               | Pemberdayaan Masyarakat dalam Penerapan Teknologi Aquaponik untuk Meningkatkan Kualitas Kesehatan Ibu, Anak, dan Balita di Kecamatan Bangsalsari |                                             |                                                                                                                                                                                                             |
|              | RENDRA CHRIESTEDY PRASETYA | Kearifan Lokal dalam Upaya Peningkatan Kesehatan Masyarakat melalui Revitalisasi Mata Air di Kecamatan Arjasa                                    |                                             |                                                                                                                                                                                                             |
|              | Universitas Lampung        | Penelitian Fundamental                                                                                                                           | JAMIATUL AKMAL                              | Kajian Komposit Geopolimer Berpenguat Serat Karbon untuk Material Pipa Geotermal Tahan Korosi                                                                                                               |
|              |                            |                                                                                                                                                  | SIMON SEMBIRING                             | KAJIAN DASAR PEMBENTUKAN KERAMIK FORSTERITE (Mg2SiO4) BERBASIS SILIKA SEKAM PADI DENGAN TEKNIK SOL-GEL DALAM UPAYA PENGEMBANGAN MATERIAL SUHU TINGGI                                                        |
|              |                            |                                                                                                                                                  | KAMISAH DELILAWATI P                        | Kajian Dasar Hubungan Karakteristik Katalis CaO/SiO2 Sekam Padi dengan Unjuk Kerjanya untuk Transesterifikasi Minyak Nabati Non-Pangan(Minyak Biji Karet) <br />                                            |

| PTN/KOPERTIS | PERGURUAN TINGGI                                             | SKEMA               | NAMA                  | JUDUL                                                                                                                                                                                                                                               |
|--------------|--------------------------------------------------------------|---------------------|-----------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|              |                                                              |                     | TITIK NURAENY         | Eksplorasi dan Karakterisasi Aktinomisetes sebagai Agensia Antibakteri Erwinia chrysanthemi (Patogen Busuk Lunak pada Tanaman Nanas)                                                                                                                |
|              |                                                              |                     | ASMIATI               | Karakterisasi Graf Petersen Berbilangan Kromatik Lokasi Empat atau Lima                                                                                                                                                                             |
|              |                                                              |                     | MOHAMMAD BADARUDDIN   | Kaji Experimental Sifat Low Cycle Fatigue Temperatur Tinggi Paduan Al-Si-Mg-Ti Hasil Coran Tuang Untuk Komponen Mesin Kendaraan                                                                                                                     |
|              |                                                              |                     | YUYUN FITRIANA        | POTENSI JAMUR ASPERGILLUS SP. SEBAGAI AGENSIA PENGENDALI HELOPELTIS SPP. DAN PHYTOPHTHORA PALMIVORA, PEMACU PERTUMBUHAN, PELARUT FOSFAT DAN PENDEGRADASI KITIN                                                                                      |
|              |                                                              |                     | BUHANI                | Penentuan Model dan Situs Aktif Adsorpsi Logam Pada Hibrida Organo-Silika dengan Teknik Pencetakan Ion                                                                                                                                              |
|              |                                                              |                     | SUMADI                | Eksistensi dan Peran Kelompok Kerja Guru dalam Peningkatan Kompetensi Pendidik di Kota Metro Provinsi Lampung                                                                                                                                       |
|              |                                                              |                     | GUSRI AKHYAR IBRAHIM  | PEMESINAN BOR MAGNESIUM AZ31 SEBAGAI MATERIAL ORTHOPEDIC IMPLANT                                                                                                                                                                                    |
|              |                                                              |                     | SITI NURJANAH         | Kajian kemampuan penghambatan $\alpha$ -amylase, $\alpha$ -glukosidase, kapasitas antioksidan dari ekstrak daun, umbi serta produk turunan ubi jalar ungu                                                                                           |
|              |                                                              |                     | SAMSUL RIZAL          | Efek Modifikasi Tempe dengan Saccharomyces cerevisiae terhadap Gizi, sifat Fungsional dan kandungan $\beta$ -Glukan Sebagai Pangan Suplemen (Neutrichal Food)                                                                                       |
|              |                                                              |                     | AGUS HARYANTO         | Kinetika Sintesis Biodiesel dari Minyak Jelantah dengan Metode Transesterifikasi Basa yang Diperkuat Gelombang Mikro dan Gelombang Ultrasonik                                                                                                       |
|              |                                                              |                     | DYAH KOESOEMAWARDANI  | IDENTIFIKASI SENYAWA METABOLIT RUSIP DAN PENGUJIAN SECARA IN VIVO                                                                                                                                                                                   |
|              |                                                              |                     | ENDRO PRASETYO WAHONO | Model Interaksi Pergerakan Sedimen-Makroinvertebrata Sebagai Prediktor Debit Lingkungan Pada Sungai Alamiah                                                                                                                                         |
|              |                                                              |                     | SRI HIDAYATI          | ISOLASI DAN KARAKTERISASI LIGNIN DENGAN METODE ASAM DAN BASA PADA LIQUOR TANDAN KOSONG KELAPA SAWIT HASIL PULPING FORMACELL                                                                                                                         |
|              |                                                              |                     | MOHAMMAD BADARUDDIN   | Development of Mechanical Properties and Advanced Low Cycle Fatigue of Mild Steel by Hot-Dip Aluminizing Coating for High-Temperatures Material Applications                                                                                        |
|              |                                                              |                     | SOESILADI ESTI WIDODO | PERLAKUAN PRA- DAN PASCA-PANEN UNTUK MENINGKATKAN MUTU BUAH MANGGIS (Garcinia mangostana L.)                                                                                                                                                        |
|              | Penelitian Kerjasama Luar Negeri dan Publikasi Internasional | Penelitian Berbasis | SIMON SEMBIRING       | PENGEMBANGAN CORDIERITE BERBASIS SILIKA SEKAM PADI SEBAGAI BAHAN REFRAKTORI UNTUK FURNACE DENGANPERLAKUAN TERMAL DAN DESAIN KOMPOSISI (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> dan MgO)                                                                      |
|              |                                                              |                     | RUDY                  | Rekonstruksi Pembangunan Legislasi Berbasis Hukum Pengayoman                                                                                                                                                                                        |
|              |                                                              |                     | SURIPTO DWI YUWONO    | SINTESIS DAN KARAKTERISASI NANOPARTIKEL POLI ASAM LAKTAT DARI ASAM LAKAT HASIL FERMENTASI LIMBAH PADAT TAPIOKA                                                                                                                                      |
|              |                                                              |                     | WASINTON SIMANJUNTAK  | REALISASI PENGOLAHAN RESIDU AGROINDUSTRI (BAGAS TEBU DAN ONGGOK) MENJADI BAHAN BAKAR CAIR (LIQUID FUEL) DENGAN METODE PIROLISIS MENGGUNAKAN KATALIS ZEOLIT SINTETIK BERBASIS SILIKA SEKAM PADI                                                      |
|              |                                                              |                     | WAMILIANA             | Pengembangan Algoritma Modified Prim dan Modified Penalty untuk Menyelesaikan Masalah Instalasi Jaringan Multi Tahap                                                                                                                                |
|              |                                                              |                     | TATI SUHARTATI        | Isolasi, Pemurnian, dan Sintesis Senyawa Turunan Flavonoid yang Berpotensi sebagai Antikanker dan Antimalaria dari Artocarpus rigida                                                                                                                |
|              |                                                              |                     | ABDURRAHMAN           | PENGEMBANGAN MODEL PEMBERDAYAAN KOMUNITAS BELAJAR (LEARNING COMMUNITY) UNTUK INTEGRASI KONSEP MITIGASI DAN RECOVERY PASCA BENCANA PADA PEMBELAJARAN TEMATIK TERPADU DALAM KONTEKS PSIKOLOGI SOSIAL BAGI SISWA SEKOLAH DASAR DI DAERAH RAWAN BENCANA |
|              |                                                              |                     | WARSITO               | DESAIN DAN PENGEMBANGAN SISTEM AKUISISI DATA WIRELESS MULTISENSOR BERESOLUSI TINGGI                                                                                                                                                                 |
|              |                                                              |                     | IRZA SUKMANA          | PENGEMBANGAN BIOMATERIAL BERBASIS PADUAN MAGNESIUM DENGAN APLIKASI SISTEM PENGECORAN SQUEEZE CASTING UNTUK PEMBUATAN BAUT TULANG (BONE SCREW)                                                                                                       |
|              |                                                              |                     | NISMAH NUKMAL         | Pengembangan Formula Insektisida Nabati dari Senyawa Flavonoid Ekstrak Polar Daun Gamal (Gliricidia maculata) Untuk Mengendalikan Hama Kutu Putih                                                                                                   |
|              |                                                              |                     | BUHANI                | Proses Simultan Sol-gel dan Teknik Pelapisan Fe <sub>3</sub> O <sub>4</sub> dalam Sintesis Hibrida Alga-silika sebagai Penyerap Logam Berat.                                                                                                        |
|              |                                                              |                     | DWI ASMI              | Desain Mikrostruktur dan Karakterisasi Keramik Matriks Komposit Biohydroxyapatite Reinforced Calcium Silicate Berbasis Biogenic Silica Sekam Padi dan Aragonite Cockles Shells dengan Teknik Liquid Phase Sintering                                 |
|              |                                                              |                     | SUHARSO               | Pemanfaatan Kemenyan (Styrax Benzoin Dryand) Sebagai Green Inhibitor Pertumbuhan Kalsium Karbonat (CaCO <sub>3</sub> )                                                                                                                              |
|              |                                                              |                     | TAMRIN                | : PENGEMBANGAN TEKNOLOGI PENJEMURAN                                                                                                                                                                                                                 |
|              |                                                              |                     |                       |                                                                                                                                                                                                                                                     |

Kode>Nama Rumpun Ilmu\*: 431/ Teknik Mesin

**LAPORAN AKHIR  
PENELITIAN LANJUTAN HIBAH KOMPETENSI  
TAHUN KE-2 2017/2018**



**PENGEMBANGAN BIOMATERIAL BERBASIS PADUAN MAGNESIUM  
DENGAN APLIKASI SISTEM PENGECORAN *SQUEEZE CASTING* UNTUK  
PEMBUATAN BAUT TULANG (*BONE SCREW*)**

**TIM PENGUSUL:**

**Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D. NIDN 0012087006 (Ketua)**  
**Edwin Azwar, S.T., PGD., M.T.A., Ph.D. NIDN 0023096903 (Anggota 1)**  
**A. Yudi Eka Risano, S.T., M.Eng. NIDN 0215077601 (Anggota 2)**

**UNIVERSITAS LAMPUNG  
NOVEMBER 2017**

## HALAMAN PENGESAHAN

Judul

: PENGEMBANGAN BIOMATERIAL BERBASIS  
PADUAN MAGNESIUM DENGAN APLIKASI  
SISTEM PENGECORAN SQUEEZE CASTING UNTUK  
PEMBUATAN BAUT TULANG (BONE SCREW)

**Peneliti/Pelaksana**

Nama Lengkap

Perguruan Tinggi

NIDN

Jabatan Fungsional

Program Studi

Nomor HP

Alamat surel (e-mail)

: IRZA SUKMANA, S.T, M.T, Ph.D

: Universitas Lampung

: 0012087006

: Lektor

: Teknik Mesin

: 081294836432

: irza.sukmana@eng.unila.ac.id

**Anggota (1)**

Nama Lengkap

NIDN

Perguruan Tinggi

**Anggota (2)**

Nama Lengkap

NIDN

Perguruan Tinggi

: EDWIN AZWAR ST, PGD., M.T.A., Ph.D.

: 0023096903

: Universitas Lampung

: A YUDI EKA RISANO M.Eng.

: 0215077601

: Universitas Lampung

**Institusi Mitra (jika ada)**

Nama Institusi Mitra

Alamat

**Penanggung Jawab**

Tahun Pelaksanaan

Biaya Tahun Berjalan

Biaya Keseluruhan

: -

: -

: -

: Tahun ke 2 dari rencana 2 tahun

: Rp 118,564,000

: Rp 218,564,000



Mengetahui,  
Wakil Dekan I FT Unila

(Dr. Helmy Fitrawan, S.T., M.Sc.)  
NIP/NIK 197509282001121002

Kota Bandar Lampung, 14 - 11 - 2017  
Ketua,

(IRZA SUKMANA, S.T, M.T, Ph.D)  
NIP/NIK 197008122001121001



Menyetujui,  
Wakil Dekan I FT Unila

(Wahono, Ph.D.)

NIP/NIK 196302161987031003

## DAFTAR ISI

|                                |    |
|--------------------------------|----|
| Lembar Pengesahan .....        | 2  |
| Daftar Isi .....               | 3  |
| Ringkasan .....                | 4  |
| BAB I PENDAHULUAN.....         | 5  |
| BAB II URAIAN KEGIATAN.....    | 8  |
| BAB III METODE PENELITIAN..... | 12 |
| BAB IV HASIL PENELITIAN.....   | 12 |
| DAFTAR PUSTAKA .....           | 19 |
| LAMPIRAN .....                 | 20 |

Lampiran 1 Laporan Keuangan

Lampiran 2 Outcomes (Hasil-hasil) Penelitian

## RINGKASAN

Penemuan material baru selalu memegang peran kunci di dalam pengembangan teknologi baru. Pada saat ini, paduan dan komposit berbasis magnesium merupakan material baru yang telah digunakan pada berbagai aplikasi, seperti: alat elektronik, pesawat terbang, mesin mobil dan termasuk material untuk biomedik (*biomedical materials*) atau biomaterial. Paduan magnesium memiliki keunggulan dibandingkan logam lain, dimana setiap paduan memiliki keunikan sifat fisik dan mekanik tersendiri, bergantung pada unsur paduan utamanya. Tingginya tingkat kebutuhan bahan pengganti tulang (*bone implant*) menyebabkan peneliti material dan kesehatan biomedis terus mengembangkan material maju yang memiliki sifat mekanik menyerupai tulang manusia sekaligus mempunyai sifat **biocompatibility dan biodegradable** yang optimum. Paduan logam berbasis magnesium (*magnesium-based alloys*) merupakan alternative yang potensial untuk aplikasinya sebagai biomaterial tulang mengingat sifat mekaniknya yang menyerupai tulang manusia dan bila terdegradasi, magnesium merupakan unsur yang tidak berbahaya (*non-toxic*) bagi tubuh manusia. Magnesium juga merupakan elemen penting dalam proses pertumbuhan dan pembentuk tulang. Salah satu aplikasinya biomaterial tulang adalah pembuatan baut tulang (*bone screw*) yang sering digunakan dalam proses penyembuhan trauma atau patah tulang (*bone fracture*). Sebagai contoh, pada kasus patah tulang kaki, tangan atau bahu, akan disarankan untuk di-implan logam penopang berupa pelat penyambung tulang bertekanan dinamis (*dynamic compression plate, DCP*) untuk membantu proses penyembuhan tulang yang terdiri dari pelat dinamis dan baut tulang. DCP dapat dipasang secara internal (di dalam lapisan daging dan kulit, maupun external (di luar tubuh). Pelat dan baut DCP yang ada di Indonesia, adalah produk import dan umumnya bukan logam yang dapat terdegradasi, seperti: baja tahan karat, titanium, dan platinum. Produk pelat dan baut tulang yang masih impor tersebut didisain untuk pasien di Eropa yang berpostur lebih besar dari orang Indonesia sehingga sebenarnya kurang cocok. Selain itu, system baut yang tidak terdegradasi akan memberikan efek sakit (trauma) pada pasien dua kali yaitu saat pemasangan dan pencabutan DCP. Bekas baut tulang juga akan menyisakan lubang pada tulang yang dapat memperbesar resiko patah tulang kedua. Paduan magnesium memiliki keunggulan karena dapat terkorosi (*biodegradable*), dimana waktu korosinya (*corrosion time*) dapat dimanipulasi sesuai dengan komposisi unsur penambahnya. Hasil penelitian pada tahun I menunjukkan potensi manufaktur magnesium untuk aplikasi baut tulang. *Outcomes* penelitian Tahun I telah dipublikasikan di Jurnal Internasional (1 artikel), Jurnal Nasional (1 artikel) dan Prosiding Seminar Nasional Teknik Mesin (1 artikel), Modul Pengajaran Biomaterial (1 buku), dan draft artikel untuk jurnal ARPN JEAS (Scimago Q3) yang masih dalam proses review. Penelitian tahun ke II ini bertujuan untuk melakukan optimasi teknologi *squeeze casting* untuk memproduksi bahan dasar baut tulang, melakukan studi komposisi kimia terhadap kualitas paduan magnesium, dan melakukan pengujian biokompatibilitas dan biodegradasi produk baut tulang yang dihasilkan. Target jangka panjang dari penelitian Kompetensi ini adalah dihasilkannya produk baut tulang local untuk ortopedik yang biocompatibel dan biodegradable, ekonomis dan diproduksi oleh bangsa Indonesia untuk menggantikan produk material baut tulang yang masih dimpor dengan harga yang sangat mahal.

**Kata kunci:** magnesium, baut tulang, fraktur tulang, biodegradable, external DCP, *squeeze casting*

## **BAB I**

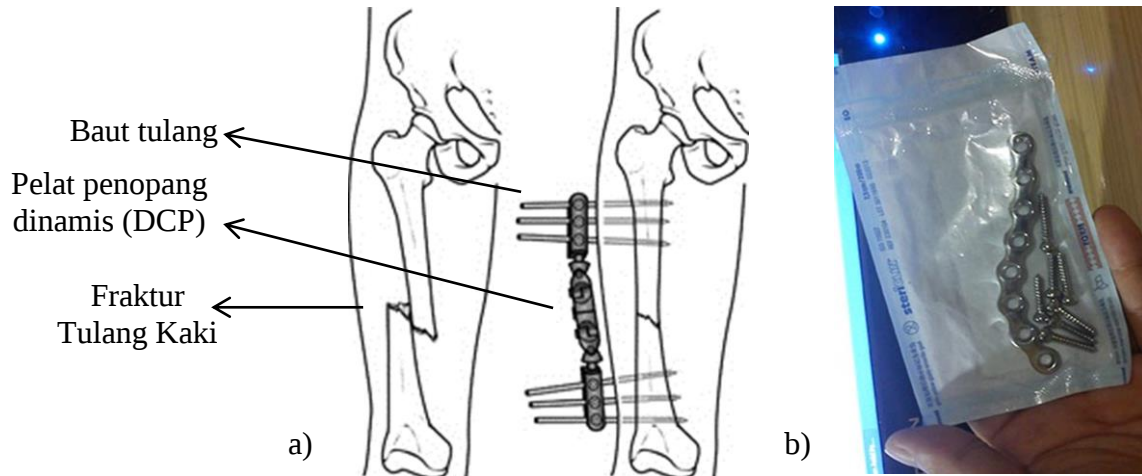
### **PENDAHULUAN**

#### **a) Latar Belakang**

Jutaan orang menderita karena adanya trauma tulang yang dapat disebabkan baik oleh kecelakaan, penyakit, atau pun cacat bawaan. Angka kejadian trauma tulang juga terus meningkat seiring dengan banyaknya kasus trauma tulang yang disebabkan oleh faktor usia, seperti dengan adanya penuaan tulang (osteoporosis). Sebagai contoh, berdasarkan data penderita yang dirawat di Staf Medis Fungsional (SMF) Ilmu Bedah Rumah Sakit Umum DR. Soetomo Surabaya tahun 2001-2005, menunjukkan bahwa penderita fraktur tulang akibat kecelakaan lalu lintas sekitar 64,38%. Angka kejadian fraktur tulang pada mandibula (rahang bawah) dan maksila (rahang atas) menempati urutan terbanyak yaitu sebesar 29,85%, fraktur zigoma (rangka wajah) 27,64% dan fraktur nasal (hidung) 12,66% (Reksoprawiro, 2006).

Kasus-kasus trauma dan fraktur tulang tersebut dapat menimbulkan kerusakan pada struktur tulang dan sampai saat ini proses rekonstruksi tulang masih menjadi tantangan bagi para ahli bedah, karena proses penyembuhannya seringkali mengalami gangguan atau bahkan kegagalan (Zhao, 2009; Rimondini dkk., 2004). Teknologi kedokteran biomedik menganjurkan bahwa untuk membantu proses rekonstruksi trauma tulang yang besar, dilakukan terapi dengan menggunakan bantuan material penopang tulang yaitu dapat berbentuk pelat (*bone plate*), dan baut tulang (*bone screw*), atau disebut dynamic compression plate (DCP), yang dapat dipasang secara internal (di dalam lapisan daging dan kulit) atau external, sebagaimana Gambar 1.

Hingga kini, Indonesia masih sangat tergantung terhadap produk trauma tulang impor, dimana telah di disain untuk postur tubuh orang wetern, sehingga kurang cocok untuk orang Indonesia. Selain itu, baut tulang yang tersedia adalah berbahan tidak terdegradasi (non degradable) seperti: titanium, stainless steel, dan platinum. Baut jenis bahan yang tidak terdegradasi tersebut akan memberikan rasa sakit dan bekas lubang pada saat pengambilan pelat tulang sehingga berpotensi untuk memberikan patah kedua. Sebagai alternative bahan implant tulang, magnesium juga memiliki keunggulan karena sifat mekaniknya mendekati tulang manusia.



Gambar 1. Penyembuhan patah tulang dengan pelat fiksasi eksternal dan baut tulang (a) dan contoh produk DCP (stericlin™) impor Jerman (b)

Selain itu, Indonesia juga memiliki potensi yang besar dalam pengembangan material berbasis magnesi. Berdasarkan data Lembaga Pusat Pengkajian dan Pengembangan Geologi ITB Bandung, Indonesia memiliki cadangan magnesit (bahan baku magnesium) yang cukup besar, yaitu sekitar 2,2 juta ton di pulau Padamarang, Kabupaten Kolaka, Propinsi Sulawesi Tenggara. Selain itu, Dolomit di Gresik dan Bangkalan, Madura sekitar 550 juta ton. Bahan mentah penghasil logam magnesium tersebut merupakan potensi untuk disintesa menjadi komposit magnesium bagi aplikasi kesehatan dan material maju agar Indonesia tidak terus bergantung pada bahan logam magnesium dan peralatan medik impor.

Penelitian Tahun ke-2 ini mempunyai tujuan untuk mendapatkan parameter produksi baut tulang dengan menggunakan teknologi *squeeze casting* (pengecoran tekan) agar dihasilkan bahan dasar baut tulang yang memiliki sifat mekanik yang mendekati tulang manusia. Selain itu, penelitian ini juga bertujuan untuk menentukan paduan optimum pembentuk komposit magnesium baut tulang yang memenuhi kriteria biokompatibel dan biodegradable, yang sesuai dengan kebutuhan material ortopedik dengan teknik pemaduan dan sintering yang ekonomis dan memenuhi persyaratan kebutuhan alat ortopedik, hasil produksi dalam negeri Indonesia, sehingga dapat mengurangi ketergantungan terhadap produk alat kesehatan impor dari Luar Negeri.

Tujuan Penelitian tahun ke-II ini adalah sebagai berikut:

- Merancang dan membuat cetakan (*dies*) implant untuk produksi sampel baut tulang.
- Melakukan penyempurnaan produksi bahan dasar baut tulang dengan menggunakan metode pengecoran tekan langsung (*direct squeeze casting*).
- Melakukan uji biokompatibilitas dan uji korosi secara in vitro (Lab).

Outcomes (luaran) Penelitian tahun ke-II ini adalah sebagaimana table berikut:

| No | Jenis Luaran                                                     |                                        | Indikator Capaian |      |      |
|----|------------------------------------------------------------------|----------------------------------------|-------------------|------|------|
|    |                                                                  |                                        | TS1)              | TS+1 | TS+2 |
| 1  | Publikasi ilmiah <sup>2)</sup>                                   | Internasional                          |                   | √    |      |
|    |                                                                  | Nasional terakreditasi                 |                   |      |      |
| 2  | Pemakalah dalam temu ilmiah <sup>3)</sup>                        | Internasional                          |                   | √    |      |
|    |                                                                  | Nasional                               |                   | √    |      |
| 3  | <i>Invited speaker</i> dalam temu ilmiah <sup>4)</sup>           | Internasional                          |                   |      |      |
|    |                                                                  | Nasional                               |                   | √    |      |
| 4  | <i>Visiting Lecturer</i> <sup>5)</sup>                           | Internasional                          |                   |      |      |
| 5  | Hak Kekayaan Intelektual (HKI) <sup>6)</sup>                     | Paten                                  |                   |      |      |
|    |                                                                  | Paten sederhana                        |                   |      |      |
|    |                                                                  | Hak cipta                              |                   |      |      |
|    |                                                                  | Merek dagang                           |                   |      |      |
|    |                                                                  | Rahasia dagang                         |                   |      |      |
|    |                                                                  | Desain produk industri                 |                   |      |      |
|    |                                                                  | Indikasi geografis                     |                   |      |      |
|    |                                                                  | Perlindungan varietas tanaman          |                   |      |      |
|    |                                                                  | Perlindungan topografi sirkuit terpadu |                   |      |      |
| 6  | Teknologi Tepat Guna <sup>7)</sup>                               |                                        |                   |      |      |
| 7  | Model/Purwarupa/Desain/Karya seni/ Rekayasa Sosial <sup>8)</sup> |                                        |                   |      |      |
| 8  | Buku Ajar (ISBN)                                                 |                                        |                   | √    |      |
| 9  | Tingkat Kesiapan Teknologi (TKT)                                 |                                        |                   | 4    |      |

## BAB II

### URAIAN KEGIATAN

#### 2.1 Ketersediaan Sumber Daya Manusia dan Sarana Prasarana

Tim penelitian didukung oleh sumber daya manusia yang sesuai dengan judul penelitian yang diajukan, dimana Ketuanya, Dr. Irza Sukmana telah mengikuti beberapa penelitian awal dalam biomaterial (berbasis polimer, keramik, logam tantalum, dan magnesium) yang ditunjukkan oleh publikasi ilmiah dalam 5 tahun terakhir. Anggota peneliti terdiri juga terdiri dari satu orang Doktor yang menekuni bidang Biomaterial Komposit (Edwin Azwar, Ph.D.) dan satu orang Magister bidang Teknik Mesin (A. Yudi Eka Risano, M.Eng). Penelitian ini akan dilakukan menggunakan sarana Lab Material dan Lab Produksi di Jurusan Teknik Mesin Unila yang telah memadai untuk melakukan sebagian aktifitas penelitian yaitu pemaduan (alloying), penganilan (annealing), squeeze casting dan ball-burnishing. Sedangkan untuk metalografi paduan dan pengujian sifat-sifat paduan akan dilakukan di Laboratorium Pusat Pengembangan Material (P2M), LIPI Serpong. Uji in vitro akan dilakukan di Laboratorium Terpadu Biomas Universitas Lampung.

Berikut adalah Tabel Kompetensi Tim Peneliti:

| <b>Nama</b>                           | <b>Irza Sukmana</b>            | <b>Edwin Azwar</b>           | <b>A. Yudi E.R.</b>         |
|---------------------------------------|--------------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| <b>Gelar Akademik</b>                 | S.T., M.T., Ph.D.              | S.T., PGD.,<br>M.T.A., Ph.D. | S.T., M.Eng.                |
| <b>Pria/Wanita</b>                    | Pria                           | Pria                         | Pria                        |
| <b>Unit Kerja</b>                     | Jurusan Teknik<br>Mesin, FT    | Jurusan Teknik<br>Kimia, FT  | Jurusan Teknik<br>Mesin, FT |
| <b>Tugas Dalam<br/>Kegiatan</b>       | Ketua                          | Anggota 1                    | Anggota 2                   |
| <b>Bidang Keahlian</b>                | Material maju -<br>Biomaterial | Biomaterial<br>Komposit      | Teknik Mesin                |
| <b>Pendidikan Akhir</b>               | S3                             | S3                           | S2                          |
| <b>Alokasi Waktu<br/>(Jam/Minggu)</b> | 10                             | 10                           | 10                          |
| <b>Lembaga</b>                        | Universitas<br>Lampung         | Universitas<br>Lampung       | Universitas<br>Lampung      |

Berikut adalah Peta Jalan (Road Map) Penelitian Hibah Kompetensi:

| Peta Jalan (Road Map) Tim Peneliti                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Penelitian dan Publikasi yang Relevan yang Telah di Lakukan                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | Penelitian Yang Diajukan                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | Penelitian Selanjutnya                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
| <p><b>Penelitian:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Production and in vitro biocompatibility assessment of porous magnesium (Mg) as a novel biodegradable material for bone engineered tissue scaffolds (under MediTeg Research Group) (Irza, Tier-1 UTM, 2011)</li> <li>2. Pemodelan Prediktif Suhu Pemesinan dan Penyalan Geram Pada Pemesinan Magnesium AZ31 Menggunakan Analisis Statistik dan Jaringan Saraf Tiruan (Neural Networks) (Dr. Yanuar, HF, 2015)</li> <li>3. Karakterisasi Penyalan Geram Pada Pemesinan Kecepatan Tinggi Magnesium AZ31 dan Magnesium AZ91 Menggunakan Analisis Termografi dan Jaringan Syaraf Tiruan (Yanuar, HF, 2013)</li> <li>4. Pemanfaatan Sistem Pahat Putar (Rotary Tool) dan Udara Bertekanan (Pressured Air) Untuk Pemotongan Magnesium Kecepatan Tinggi (Yanuar, HBersaing, 2011)</li> <li>5. Pembuatan Tungku Pengecoran untuk Perkuliahan Teknik Pengecoran di Jurusan Teknik Mesin UNILA (Shirley, DIPA Unila, 2010)</li> </ol> <p><b>Publikasi Ilmiah:</b></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Porous Magnesium Scaffolds for Bone Implant Applications: A Review (Irza, 2015)</li> <li>2. The Effect of Graphite and NBR on the Hardness of Fly-ash/Phenolic Composite for Brake Lining Application (Shirley, 2014)</li> <li>3. Characterization of Cutting Temperature and Ignition Phenomena of Magnesium Chip using Infrared Imaging (Dr. Yanuar, 2012)</li> </ol> | <p>Hibah Kompetensi 2016</p> <p>Judul: Pengembangan Biomaterial berbasis paduan Magnesium dengan aplikasi system pemgecoran Squeeze Casting untuk pembuatan Baut Tulang (<i>Bone Screw</i>)</p> <p>Peneliti: Dr. Irza Sukmana (Ketua)<br/>Dr. Yanuar Burhanuddin (Anggota 1)<br/>Dr. Shirley Savetlana (Anggota 2)</p> <p><b>Tahun I</b></p> <p>Kaji Potensi pengembangan produk biomaterial berbasis magnesium untuk aplikasi bone screws</p> <p><b>Keluaran</b></p> <p>•1 Jurnal Internasional mengenai pengecoran magnesium</p> <p><b>Tahun II</b></p> <p>Sistem Produksi Ball Burnishing untuk perbaikan surface finishing sampel</p> <p><b>Keluaran</b></p> <p>•1 Jurnal Internasional mengenai paduan magnesium untuk aplikasi biomaterial mampu degradasi (degradable)</p> | <p>Optimisasi sistem manufaktur untuk produksi masal</p> <p>Prototipe produk bone screw untuk orang Indonesia yang berorientasi paten dan substitusi produk impor</p> <p>Pengujian implan produk biomaterial secara in vivo pada hewan.</p> <p><b>Publikasi yang mendukung:</b></p> <p>Radiodensity Study of Hydroxyapatite Coated Porous Tantalum Implant Material of Rat Animal Model.</p> |

## 2.2 Manfaat dan Target Penelitian

Saat ini perhatian terhadap magnesium semakin meningkat untuk menggantikan bahan-bahan metalik yang telah disebutkan di atas disebabkan beberapa sebab yaitu:

- Ringan, hanya 1/3 berat titanium dan 1/5 berat baja tahan karat.
- Memiliki modulus elastisitas yang hampir sama dengan tulang yaitu sekitar 45 GPa.
- Memiliki sifat biokompatibilitas dan biodegradabe yang baik.
- Lebih kuat dibandingkan bahan polimer.

Produk korosi (degradasi) dari paduan magnesium bersifat tidak berbahaya bagi tubuh (*non-toxic*) dan mudah dibuang, sehingga komposit magnesium ideal untuk dijadikan sebagai bahan implan tulang yang dapat terdegradasi (*biodegradable implant*). Namun sebagai bahan bedah orthopedik, magnesium memiliki beberapa kekurangan, diantaranya adalah: tidak mudah dibengkokkan atau sifat elastisitasnya yang rendah, dan laju korosi yang tinggi, sehingga dapat terdegradasi sebelum trauma (fraktur) tulang yang patah menyambung kembali.

Untuk mengurangi kelemahan paduan magnesium tersebut, akan diteliti pepaduan magnesium dengan unsur-unsur logam yang cukup banyak tersedia yaitu seng (Zn), mangan (Mn) dan silikon (Si). Zn adalah unsur yang diperlukan dan merupakan komponen dari beberapa protein, sintesa asam nukleat pada tubuh manusia. Zn juga dapat mempercepat metabolisme sel tulang [Yin 2008]. Pada produk paduan dengan proses ekstruksi, kekuatan tarik dan elongation meningkat seiring dengan naiknya presentasi tetapi untuk kandungan 3% Zn, elongation turun drastic. Pada penambahan Zn 1% ke Magnesium ukuran butir adalah 200-400  $\mu\text{m}$  apabila ditingkatkan prosentase Zn menjadi 3%, ukuran butir menjadi 50-80  $\mu\text{m}$ . Stress dan strain diagram menunjukkan produk Mg-Zn casting mengalami pengerasan regangan. Zn dapat mengubah morphology  $\text{Mg}_2\text{Si}$  phase sehingga dapat meningkatkan sifat-sifat mekanik paduan Mg-Si-Ca [Erlin 2010].

Unsur Mn dapat menghaluskan butir dan meningkatkan kekuatan tarik paduan Magnesium [Zhigang 2011]. Paduan Mn juga menghilangkan unsur pengotor Fe dan unsur logam berat. [Erlin 2009]. Silikon adalah unsur yang penting didalam tubuh manusia. Silikon memainkan peran yang penting dalam membangun sistim kekebalan tubuh [Mc.Carty 1997]. Lebih jauh Silikon memainkan peran yang

penting dalam pertumbuhan tulang dan jaringan. Hal ini membuka kemungkinan bahwa Mg-Si bisa diaplikasikan dalam bidang biomedical tetapi paduan ini mempunyai kekuatan dan kekuatan luluh yang rendah karena besarnya ukuran partikel dari fasa  $Mg_2Si$  dan fasa eutetik yang getas.

Selain dari teknologi pepaduan untuk mendapatkan bahan baru atau perbaikan sifat bahan yang ada, penggunaan teknologi pembentukan dalam ilmu kedokteran dan kedokteran gigi secara permanen meningkat. Pembentukan adalah salah satu penerapan teknologi terdepan untuk memproduksi implan. Keunggulan teknologi pembentukan adalah:

- Sifat mekanik komponen yang dibentuk meningkat seperti kekuatan, kekerasan, ketahanan fatik dan kualitas permukaan.
- Ketelitian dan kualitas permukaan tinggi dan keterulangan geometri tinggi
- Penghematan biaya karena pengurangan waktu proses produksinya.

## **BAB III**

### **METODE PENELITIAN**

#### **3.1 Landasan Teoritik**

##### **a. Baut Tulang**

Dalam kedokteran ortopedi modern, salah satu strategi untuk penyembuhan kasus fraktur tulang adalah dengan memanfaatkan pelat penyangga berbahan logam tahan karat yang dibautkan langsung pada daerah sekitar tulang yang patah. Menurut Denkana et al. (2011), pelat penyangga tahan karat yang sering digunakan diantaranya dari bahan baja tahan karat, paduan titanium, dan platinum. Karena sifatnya yang bertujuan untuk memberi dukungan mekanis kepada tulang agar dapat bergerak dinamis, maka pelat penyangga ini dikenal sebagai pelat kompresi dinamis atau dynamic compression plate (DCP). Pelat DCP juga dilengkapi dengan baut tulang (bone screw) untuk megikatkan pelat dengan struktur tulang. Selanjutnya, Witte F et al. (2008) dan Zhao et al. (2009), menjelaskan bahwa metode penyembuh fraktur tulang menggunakan DCP juga terbukti lebih unggul bila dibandingkan dengan cara konvensional yang menggunakan bebatan kain maupun semen (gips).

Material yang digunakan untuk baut tulang hingga saat ini umumnya adalah dari bahan tahan karat (non degradable). Walaupun penggunaan logam anti karat memiliki kelebihan karena dapat memberikan stabilitas yang maksimal (Witte, 2008). Namun secara klinis juga ditemukan beberapa kekurangannya, missal: kesulitan pengambilan gambar sinar-X maupun MRI (magnetic resonance imaging) dan diperlukannya operasi kedua untuk pengambilan baut tulang yang telah diimplan. Penggunaan bahan tahan karat juga dapat memberikan trauma kedua pada pasien dan adanya bekas lubang baut tulang, sehingga berpotensi timbulnya fraktur tulang lanjutan (Zhao, 2009). Oleh karena itu, para ahli ortopedik dan biomaterial berupaya untuk mengembangkan baut tulang yang mampu terdegradasi (degradable bone screw). Baut jenis ini dapat dengan sendirinya terdegradasi secara terukur, dimana waktu degradasinya disesuaikan dengan waktu proses penyembuhan fraktur tulang, sehingga tidak diperlukan operasi kedua kepada pasien.

Saat ini, alternatif material implant mampu terdegradasi yang dapat digunakan adalah berbasis polimer maupun logam. Bila dibandingkan material berbahan logam,

polimer memberi support biomekanik yang lebih rendah, sehingga bahan logam mampu terdegradasi merupakan suatu alternatif (Rimondini, 2004).

Magnesium memiliki sifat mekanik menyerupai tulang dan mampu terdegradasi, dimana produk degradasinya dapat terurai kedalam tubuh dan tidak berbahaya (non-toxic) bagi metabolisme tubuh. Magnesium dan paduannya menjadi alternatif bahan implant baut tulang yang potensial. Untuk menghasilkan baut tulang logam magnesium, diperlukan sebuah proses pengecoran khusus, karena sifatnya yang reaktif, mudah teroksidasi, dan cepat terbakar (pyrophoric). Proses pengecoran juga merupakan teknologi produksi yang cocok untuk menghasilkan produk atau komponen yang kecil seperti baut tulang. Menurut Witte et al. (2008), proses pengecoran magnesium juga tidak mudah dilakukan karena produk corannya cenderung menghasilkan porositas makro dan mikro yang tidak homogen. Salah satu teknologi pengecoran yang dapat diimplementasikan untuk menghasilkan produk cor yang memenuhi kriteria bahan untuk aplikasi ortopedik adalah pengecoran tekan (*squeeze casting*).

#### **b. Pengecoran Tekan (Squeeze Casting)**

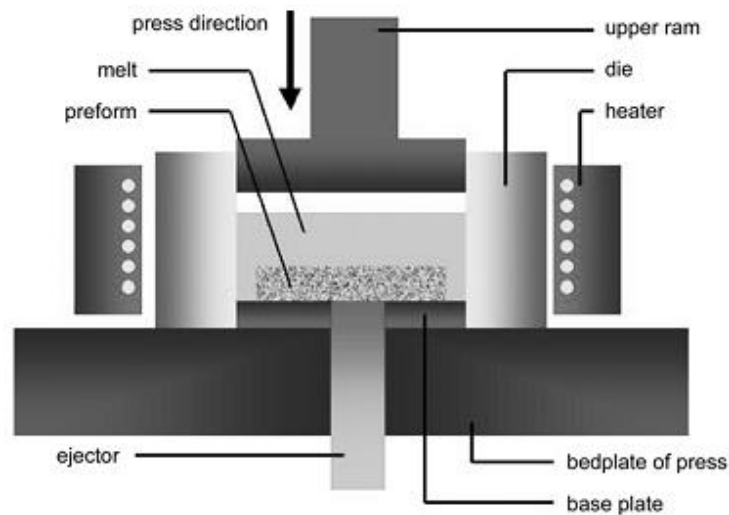
Pengecoran squeeze pertama kali diperkenalkan di negara Russia oleh Chernov pada tahun 1878. Pengecoran squeeze sering digambarkan sebagai suatu proses dimana logam cair dibekukan di bawah tekanan eksternal yang relatif tinggi. Proses ini pada dasarnya mengkombinasikan keuntungan-keuntungan pada proses forging dan casting. Pengecoran squeeze sering disebut juga penempaan logam cair (liquid metal forging). Proses pemadatan logam cair dilaksanakan di dalam cetakan yang ditekan dengan tenaga hidrolis. Penekanan logam cair oleh permukaan cetakan akan menghasilkan perpindahan panas yang cepat dan menghasilkan penurunan porositas seperti sering terjadi pada produk cor besi tempa (wrought iron).

Pengecoran Squeeze merupakan salah satu teknik yang paling efektif dan efisien untuk menghasilkan komponen komposit/paduan ferrous maupun non ferrous dengan bentuk mendekati kesempurnaan. Toleransi ukuran yang dapat dicapai proses ini  $\pm 0,05$  mm. Sedangkan struktur-mikro hasil pengecoran squeeze tampak lebih padat dibandingkan dengan hasil pengecoran dengan cara gravity (Yue, 1996). Hal ini terjadi karena kontak logam cair dengan permukaan die memungkinkan terjadinya perpindahan panas yang cukup cepat sehingga menghasilkan struktur-mikro yang homogen dengan sifat mekanik yang baik. Berdasarkan mekanisme pengisian logam

cair ke dalam die, pengecoran squeeze dikategorikan menjadi 2 jenis, yaitu: direct squeeze casting dan indirect squeeze casting.

Direct Squeeze Casting (DSC) merupakan istilah yang diberikan untuk proses pengecoran dimana logam cair didinginkan melalui pemberian tekanan secara langsung yang diharapkan mampu mencegah munculnya porositas gas dan penyusutan. Proses ini dikenal juga dengan sebutan liquid-metal forging, squeeze forming, extrusion casting dan pressure crystallisation. Sedangkan Indirect Squeeze Casting (ISC) dipakai untuk menggambarkan injeksi logam ke dalam rongga cetakan dengan bantuan piston berdiameter kecil dimana mekanisme penekan ini dipertahankan sampai logam cair membeku. Keuntungan utama proses DSC adalah sebagai berikut:

- Mampu menghasilkan produk cor tanpa porositas gas dan penyusutan.
- Tidak memerlukan runner system, sehingga tidak terjadi pembuangan material.
- Tidak begitu mempertimbangkan castability karena pemberian tekanan dapat mengeliminir kebutuhan akan high fluidity, baik untuk coran secara umum maupun paduan kasar.
- Mikro-struktur coran dapat dimanipulasi dengan mudah melalui suatu proses kontrol yang baik, seperti temperatur penuangan dan besarnya tekanan.



Gambar 1. Mekanisme direct squeeze casting

Untuk mendapatkan sifat coran yang optimum dapat juga ditambahkan bahan inti tertentu, tetapi hal ini biasanya tidak begitu penting. Dikarenakan tidak adanya cacat pada proses direct squeeze, biaya perlakuan setelah coran selesai dan biaya untuk pengelasan non destructive dapat dihemat atau tidak diperlukan. Sifat mekanik hasil coran dengan komposisi yang sama, bisa sebaik atau bahkan lebih baik dibandingkan

produk coran dengan teknik yang lain melalui rekayasa perilaku isotropik. Untuk itu "casting factor" bahan tersebut harus dianggap satu kesatuan. Parameter Proses Pengecoran Squeeze Untuk memperoleh produk cor yang memenuhi syarat-syarat ideal bagi suatu sound cast, ada beberapa variabel yang perlu diperhatikan, yaitu:

1. Volume Cairan Logam (Melt Volume)
2. Temperatur Tuang (Casting Temperature).
3. Temperatur Perkakas (Tooling Temperature)
4. Waktu Tunggu (Time Delay)
5. Batas Tekanan (Pressure Level)
6. Durasi Penekanan (Pressure Duration)
7. Pelumasan (Lubrication)
8. Kecepatan Pengisian (Filling Rate)

### **c. Pelat Kompresi Dinamik**

Salah satu metode fiksasi tulang yang patah adalah dengan pemasangan penyangga struktur tulang atau pelat kompresi dinamik (*dynamic compression plate* atau *DCP*). Pelat DCP terdiri dari dua bagian utama, yaitu pelat berlubang dan baut tulang yang berfungsi untuk mengikat pelat dengan tulang. Secara teknik kedokteran klinis, metoda implannya pelat DCP dapat dibagi dua, yaitu: model internal (*internal fixation*) dan eksternal. Pada model internal, pelat dan baut tulang dipasang langsung ke tulang atau posisinya berada di bawah kulit, sementara untuk model eksternal, pelat berada di luar kulit.

Secara klinis, produk DCP yang umum digunakan untuk penyembuhan fraktur tulang hingga saat ini adalah jenis pelat yang tahan karat (non degradable). Dengan adanya temuan klinis terhadap kekurangan pelat tahan karat, kini para pakar biomaterial dan kedokteran bedah ortopedik berupaya mengembangkan pelat yang mampu terdegradasi. Material baut tulang mampu terdegradasi yang sudah ada di pasaran adalah berbasis polymer (polymeric-based) dan logam (metallic-based).

Baut tulang berbasis polimer diantaranya adalah: PLA (poly-lactic acid), PGA (poly-glicolic acid), TMC (trimethylene carbonate), PDS (poly-dioxanone), dan berbagai ko-polimer dari bahan-bahan tersebut serta bahan kompositnya dengan variasi komposisi yang spesifik [Anker, 2005]. Aplikasi baut tulang berbasis polimer memiliki kelebihan dalam hal modulus yang rendah dan tahanan deformasi terhadap fase

anorganik, namun aplikasinya dibatasi karena kekuatan mekanik bahan yang relatif rendah. Bahan berbasis polimer dan ko-polimernya juga umumnya hanya dapat diaplikasikan untuk kasus fraktur tulang dengan gaya tarik, gaya geser dan gaya kompresi yang relatif rendah (Wittenberg, 1991). Keterbatasan tersebut membuka peluang aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis magnesium yang memiliki kelebihan pada sifat mekanik dan modulus elastisitasnya yang baik dan menyerupai tulang manusia.

### 3.2 Kegiatan Penelitian Tahun ke-II

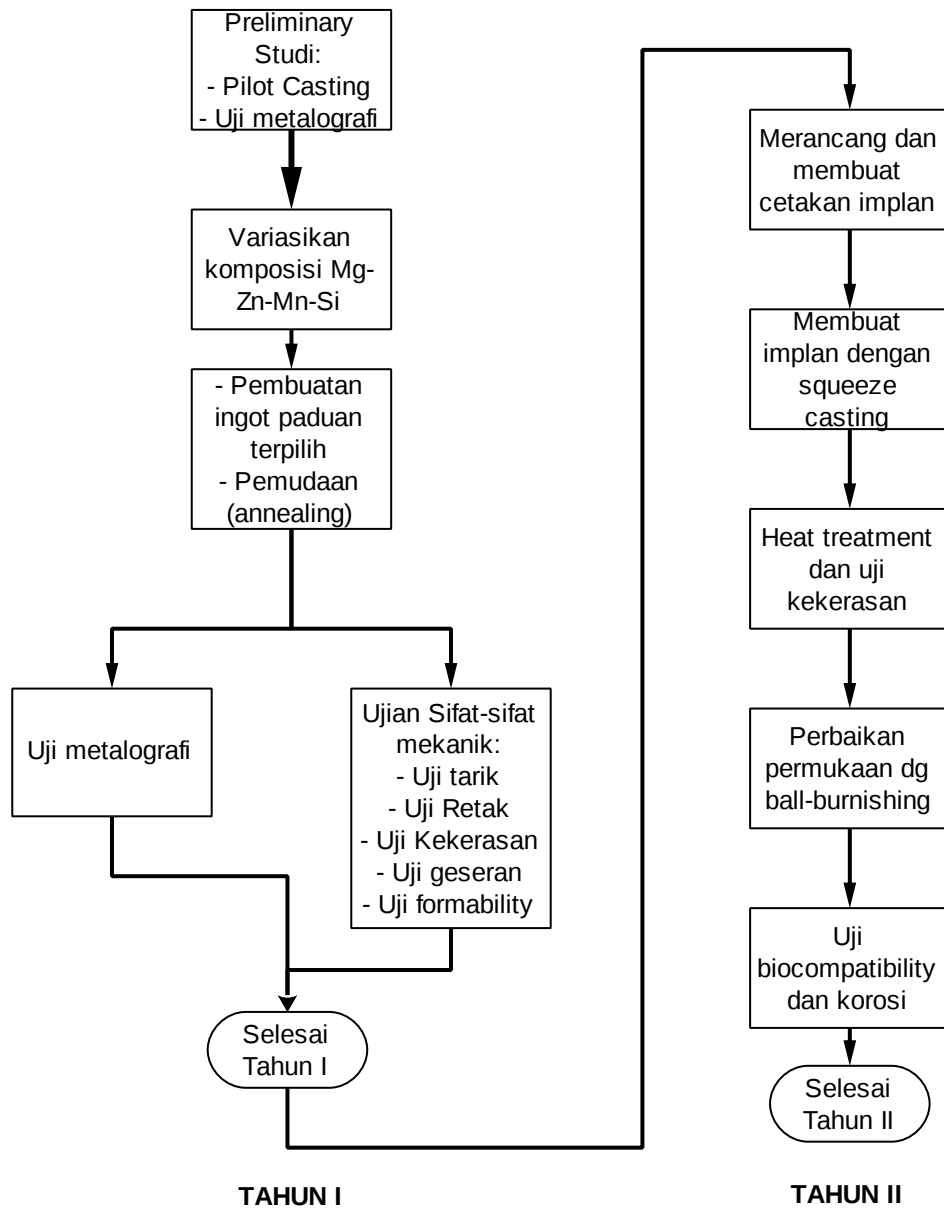
Berikut adalah kegiatan Penelitian Tahun ke-2 :

1. Membuat cetakan untuk baut tulang yang lebih presisi
2. Membuat implan dengan metode *direct squeeze casting*
3. Simulasi perpindahan panas untuk peningkatan kualitas produk cor
4. Uji biocompatibilitas dan uji korosi

Luaran yang ditargetkan pada pelaksanaan penelitian tahun ke-II ini adalah sebagai berikut:

- Sampel baut tulang (*bone screw*) yang memiliki sifat mekanik yang baik
- 1 makalah seminar nasional untuk dipresentasikan pada SNTTM-16 di Universitas Mataram, 2017
- 1 makalah presentasi seminar Internasional 3<sup>rd</sup> IC-STAR 2017 di Universitas Lampung, Agustus 2017,
- 1 makalah terpublikasi (*published*) di jurnal ARPN JEAS (Scimago Q3 indexed),
- 1 undangan sebagai Invited Speaker pada acara Seminar Nasional Teknik Mesin dan Material Maju, dan
- 1 Buku Ajar ber-ISBN tahun 2017 dengan rencana judul adalah: “Biomaterial: Material untuk Aplikasi Biomedik”

### 3.3. Diagram Alir kegiatan riset



Gambar 2. Diagram alir (*Flow Chart*) kegiatan penelitian

## **BAB IV**

### **HASIL PENELITIAN**

#### **4.1. Pendahuluan**

Berikut adalah rencana kegiatan penelitian Hibah Kompetensi Tahun ke-II, 2017 yang direncanakan:

- a. Melakukan evaluasi hasil pengujian Tahun ke-I
- b. Optimisasi proses produksi baut tulang hasil sintering bahan geram (limbah pemesinan Magnesium) dengan metalurgi serbuk dan pelindung gas Argon
- c. Perancangan cetakan (dies) untuk *squeeze casting*
- d. Perakitan dan finalisasi alat *squeeze casting*
- e. Pengujian mekanik, metalografi, dan SEM bagi produk bahan baut tulang dari hasil sintering serbuk Mg (jalur metalurgi serbuk), maupun jalur produksi pengecoran tekan (*squeeze casting*)
- f. Menghasilkan outcomes yang dijanjikan dalam penelitian Hibah Kompetensi tahun ke-II yang telah dijanjikan, sebagai berikut:
  1. 1 Publikasi Internasional (sudah terbit)
  2. 1 x Pemakalah dalam Temu Ilmiah Internasional
  3. 1 x Pemakalah dalam Temu Ilmiah Nasional
  4. 1 x Invited Speaker dalam Temu Ilmiah Nasional
  5. 1 Buku Ajar ber- ISBN

#### **4.2 Data dan Outcomes Penelitian**

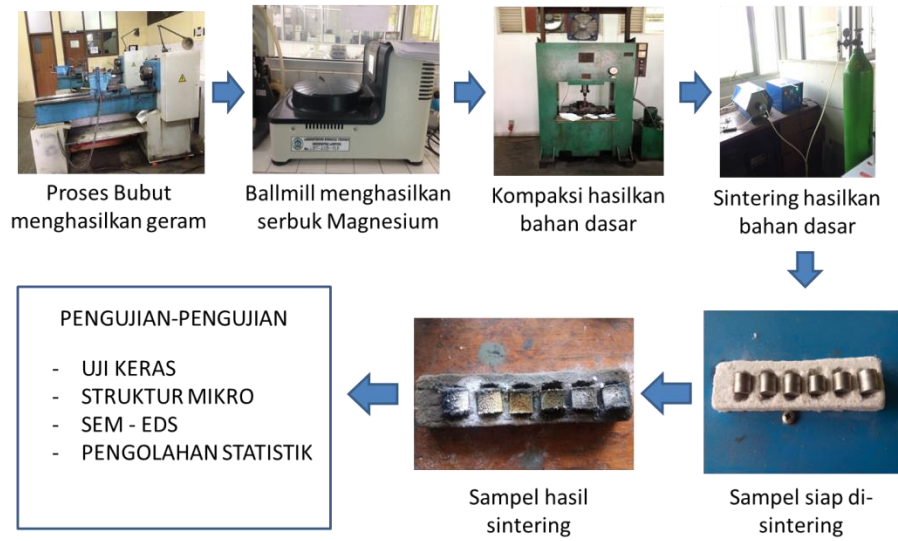
##### **4.2.1 Produksi Baut Tulang Dengan Metalurgi Serbuk**

Pertama-tama dilakukan penelitian pengaruh parameter sintering terhadap hasil pengecoran bahan baut tulang. Penelitian ini bekerjasama dengan pihak Pusat Penelitian dan Teknologi Mineral (PPTM) Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia (LIPI) Serpong.

Tujuan pengujian dengan menggunakan metode logam serbuk adalah untuk menguji potensi peningkatan nilai tambah (*added value*) logam melalui pemanfaatan limbah pemesinan (geram) dari proses pembubutan Magnesium (Mg) untuk aplikasi pembuatan bahan dasar baut tulang.

Berikut adalah diagram proses produksi baut tulang dengan metode logam serbuk.

## PROSES PRODUKSI BAHAN BAUT TULANG DENGAN METODE LOGAM SERBUK



| No | Temperatur | Tekanan Kompaksi | Waktu Sintering |
|----|------------|------------------|-----------------|
| 1  | 500        | 300              | 60              |
| 2  | 500        | 300              | 45              |
| 3  | 500        | 300              | 30              |
| 4  | 500        | 200              | 60              |
| 5  | 500        | 200              | 45              |
| 6  | 500        | 200              | 30              |
| 7  | 500        | 100              | 60              |
| 8  | 500        | 100              | 45              |
| 9  | 500        | 100              | 30              |
| 10 | 400        | 300              | 60              |
| 11 | 400        | 300              | 45              |
| 12 | 400        | 300              | 30              |
| 13 | 400        | 200              | 60              |
| 14 | 400        | 200              | 45              |
| 15 | 400        | 200              | 30              |
| 16 | 400        | 100              | 60              |
| 17 | 400        | 100              | 45              |
| 18 | 400        | 100              | 30              |

Pendataan densitas dan porositas rata-rata, sehingga didapatkan data lengkap sesuai matriks berikut:

| No Sampel | Temperatur | Tekanan Kompaksi | Waktu Sintering | Densitas Rata-rata | Porositas Rata-rata |
|-----------|------------|------------------|-----------------|--------------------|---------------------|
| 1         | 500        | 300              | 60              | 1.7862             | 95.9433             |
| 2         | 500        | 300              | 45              | 1.7347             | 98.78874            |
| 3         | 500        | 300              | 30              | 1.7291             | 99.11241            |
| 4         | 500        | 200              | 60              | 1.7729             | 96.65921            |
| 5         | 500        | 200              | 45              | 1.7562             | 97.58038            |
| 6         | 500        | 200              | 30              | 1.73               | 99.05618            |
| 7         | 500        | 100              | 60              | 1.8314             | 93.5761             |
| 8         | 500        | 100              | 45              | 1.7504             | 97.9065             |
| 9         | 500        | 100              | 30              | 1.7236             | 99.42509            |
| 10        | 400        | 300              | 60              | 1.7742             | 96.59034            |
| 11        | 400        | 300              | 45              | 1.7607             | 97.32911            |
| 12        | 400        | 300              | 30              | 1.7372             | 98.6459             |
| 13        | 400        | 200              | 60              | 1.8634             | 91.96578            |
| 14        | 400        | 200              | 45              | 1.8028             | 95.05911            |
| 15        | 400        | 200              | 30              | 1.7393             | 98.53109            |
| 16        | 400        | 100              | 60              | 1.8446             | 92.90489            |
| 17        | 400        | 100              | 45              | 1.8405             | 93.11016            |
| 18        | 400        | 100              | 30              | 1.8328             | 93.50261            |

Kemudian dilakukan analisis statistik dengan metoda klusterisasi berdasarkan data densitas, maupun porositas, untuk melihat signifikansi pengaruh dari ketiga parameter produksinya (temperatur sintering, tekanan kompaksi, dan waktu sintering). Berikut adalah penjelasan mengenai analisa statistik. Metode yang digunakan adalah:

- a. dilakukan analisis klaster
- b. dilakukan analisis diskriminan

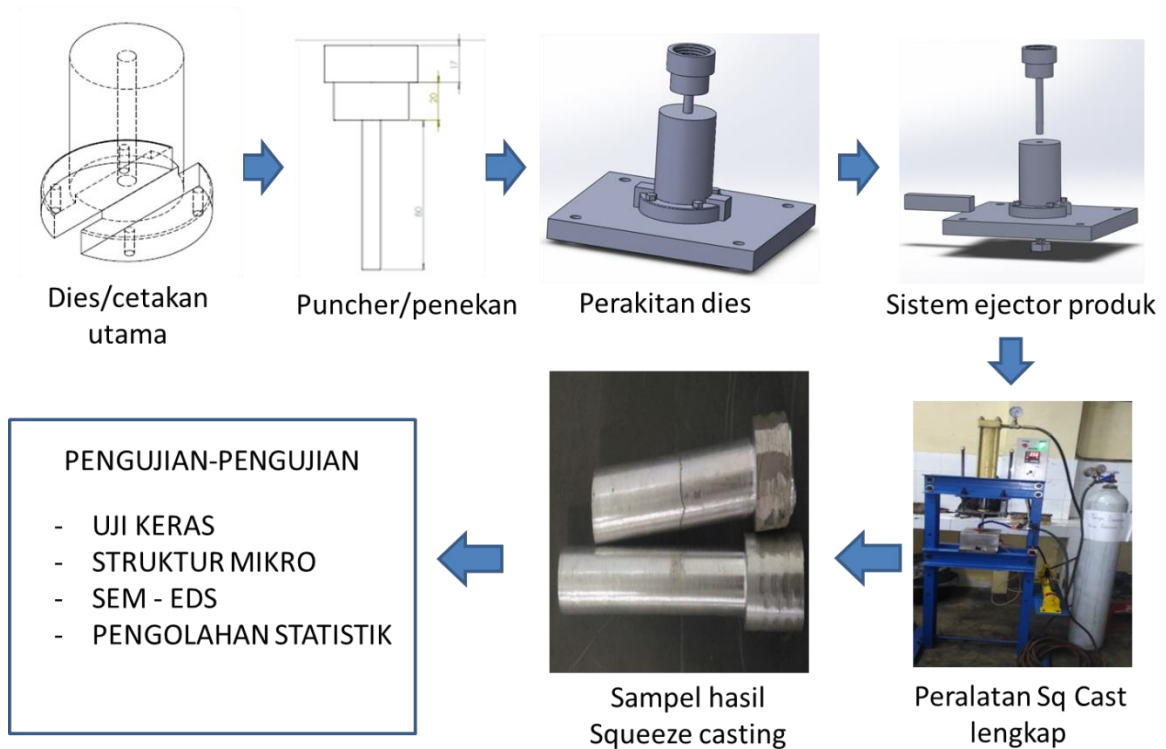
Kesimpulan yang didapatkan dari data analisa statistic adalah:

- a. Lama waktu sintering akan mempengaruhi peningkatan densitas dan penurunan porositas.
- b. Temperatur dan tekanan mungkin berpengaruh tapi tidak signifikan terlihat dalam penelitian ini (karena kurangnya data).
- c. Peningkatan temperatur akan menghambat penurunan porositas.
- d. Peningkatan tekanan akan mempercepat peningkatan densitas.

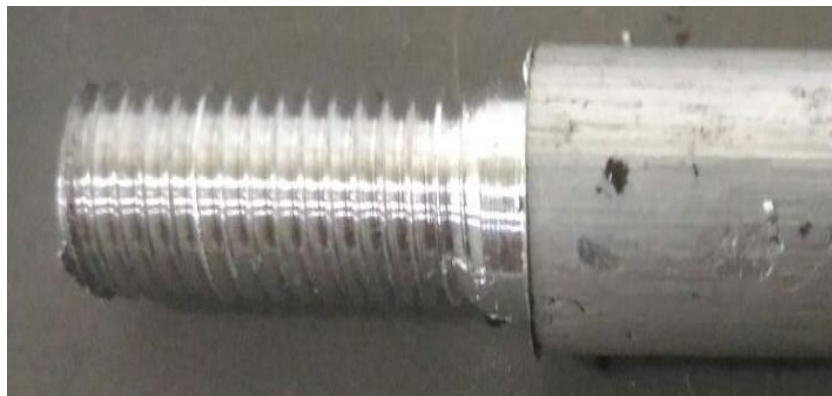
#### 4.2.2 Produksi Baut Tulang Dengan Metoda Cor Tekan (Squeeze Casting)

Dalam penelitian Hibah Kompetensi lanjutan (tahun ke-2) ini, dilakukan beberapa proses, terutama pembuatan dies (cetakan) dan asembli (perakitan lengkap) system pengecoran tekan (squeeze casting), sebagaimana gambar berikut ini.

### PEMBUATAN ALAT SQUEEZE CASTING



Selanjutnya, setelah dilakukan pengecoran, benda kerja dibubut untuk mendapatkan sampel produk dan kemudian dilakukan proses tapping (pembuatan ulir). Gambar benda kerja yang telah jadi adalah sebagaimana Gambar di bawah ini.



Gambar: Prototipe baut tulang hasil pengecoran tekan berbasis bahan Magnesium

#### 4.2.3 Pengujian mekanik, metalografi dan SEM bahan hasil squeeze casting

Rencana pengujian bahan baut tulang hasil pengecoran tekan / squeeze casting adalah sebagaimana Tabel berikut ini.

**Tabel Rencana pengujian sampel**

| No | Jenis Pengujian                            | Tempat                                      | Rencana Pengujian         | Sampel                                                                                                                                                                          | Hasil                                    |
|----|--------------------------------------------|---------------------------------------------|---------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------|
| 1. | EDS                                        | Lab Biomass LP Unila                        | 20 – 30 Sept. 2017        | 1. Sampel Pengujian dengan 4 variasi tekanan berbeda (4, 6, 8, dan 10 MPa)<br>2. Sampel Pengujian dengan 4 variasi temperature casting yang berbeda (350, 400, 450, dan 500 °C) | Komposisi kimia sampel                   |
| 2. | SEM                                        | Lab Biomass LP Unila                        | 20 – 30 Sept. 2017        | 1. Sampel Pengujian dengan 4 variasi tekanan berbeda (4, 6, 8, dan 10 MPa)<br>2. Sampel Pengujian dengan 4 variasi temperature casting yang berbeda (350, 400, 450, dan 500 °C) | Foto scan                                |
| 3. | Struktur Mikro                             | Lab LP2MM LIPI Serpong                      | 15 – 20 Sept. 2017        | 1. Sampel Pengujian dengan 4 variasi tekanan berbeda (4, 6, 8, dan 10 MPa)<br>2. Sampel Pengujian dengan 4 variasi temperature casting yang berbeda (350, 400, 450, dan 500 °C) | Struktur Mikro                           |
| 4. | Ujian Kekerasan dengan skala micro-Vickers | Lab Material Jurusan Teknik Mesin, FT Unila | 20 Sept. – 4 Oktober 2017 | 1. Sampel Pengujian dengan 4 variasi tekanan berbeda (4, 6, 8, dan 10 MPa)<br>2. Sampel Pengujian dengan 4 variasi temperature casting yang berbeda (350, 400, 450, dan 500 °C) | Nilai kekerasan pada skala mikro-Vickers |

#### 4.2.4 Outcomes

1. Publikasi Ilmiah Jurnal Internasional<sup>\*)</sup>: **sudah terbit**, sebagai berikut:

Judul Artikel:      ADVANCED BIOREACTOR SYSTEM FOR THE  
                             IMPLANTABLE BIOMATERIALS TESTING AND  
                             TISSUE ENGINEERING APPLICATIONS

Penulis      :      M. Ramdhan dan Irza Sukmana

Jurnal      :      ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences

Vol/Issue   :      Vol. 12 No. 12, June 2017

Halaman   :      3767 – 3771

<sup>\*)</sup> Data terlampir

2. Pemakalah dalam Pertemuan Ilmiah Nasional<sup>\*)</sup>: **sudah dilaksanakan**

Nama Acara      : 8th Industrial Research Workshop and National Seminar  
                             (IRWNS)

Tempat      : Politeknik Negeri Bandung

Hari/Tgl      : 26-27 Juli 2017

Judul Makalah   : Las Gesek (Friction Welding) Logam Tidak Sejenis  
                             (Dissimilar Metals) Magnesium AZ-31 Terhadap  
                             Aluminum AL-13

Presenter      : Irza Sukmana

Outcome      : Prosiding Seminar Nasional, ISBN 978-979-3541-55-6

Bukti Kinerja   : Sertifikat Presenter

<sup>\*)</sup> Data terlampir

3. Invited Speaker dalam Temu Ilmiah Internasional<sup>\*)</sup> : **sudah dilakukan**

Nama Acara      : 3<sup>rd</sup> International Conference on Science Technology and  
                             Interdisciplinary Research (IC-STAR 2017)

Tempat      : Universitas Lampung

Hari/Tgl      : 18-20 September 2017

Judul Makalah   : Tailoring the Extracellular Matrices for Angiogenesis and  
                             Cellular Biomechanics

Presenter      : Irza Sukmana

Bukti kinerja   : Sertifikat invited speaker dan Rundown IC-STAR 2017

<sup>\*)</sup> Data terlampir

4. Pemakalah dalam Pertemuan Ilmiah Internasional \*) : **sudah dilakukan**

Nama Acara : International Session on Advanced Mechanical Engineering  
Research pada Seminar Nasional Energi dan Industri  
Manufaktur (SIGER), Jurusan Teknik Mesin, FT Unila

Tempat : Universitas Lampung

Hari/Tgl : 7-8 November 2017

Judul Makalah : Squeeze Casting Magnesium for Bone Screw Application

Presenter : Irza Sukmana

Bukti Kinerja : Sertifikat presenter dan Rundown acara

\*) Data terlampir

5. Buku Ajar ber ISBN\*): **sudah ber-ISBN**

Judul Buku : Ilmu dan Teknologi Biomaterial

Penerbit : Graha Ilmu Publishing, Yogyakarta

Penulis : Irza Sukmana

Nomor ISBN :

Bukti kinerja : Halaman depan dan identitas buku

\*) Bukti kinerja terlampir

## DAFTAR PUSTAKA

1. Reksoprawiro S., 2006, Bedah Kepala Leher XI, Penggunaan Miniplate pada Penatalaksanaan Fraktur Maxilofacial, *Farmacia*, Vol.7 No.1, Surabaya, p :56.
2. Rimondini, L., Nicolò, N-A., Milena, F., Gaetano G., Matilde, T., dan Giardino, R., 2004, In Vivo Experimental Study On Bone Regeneration In Critical Bone Defects Using An Injectable Biodegradable PLA/PGA Copolymer. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Patholog*, Bologna : Instituti Ortopedic Giardino.
3. C.K. Seal, K. Vince & M.A. Hodgson (2009). Biodegradable Surgical Implants based on Magnesium Alloys - A Review of Current Research. IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering 4: 1-5
4. X.N. Gu & Y.F. Zheng (2010). A review on magnesium alloys as biodegradable materials. *Front. Mater. Sci. China* 2010, 4(2): 111–115.
5. Witte, F.; Hort, N.; Vogt, C.; Cohen, S.; Kainer, K.U.; Willumeit, R. Feyerabend, F. (2009). Degradable biomaterials based on magnesium corrosion. *Current Opinion in Solid State and Materials Science* (2009) Elsevier.
6. N. Tomac, K. Tønnessen, & T Mikac (2008). Study of Influence of Aluminium Content on Machinability of Magnesium Alloys. *Strojarstvo* 50 (6) 363 – 367.
7. G. Manivasagam, D. Dhinasekaran & A. Rajamanickam (2010). Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review. *Recent Patents on Corrosion Science*: 40-54
8. B. Denkena, A. Lucas (2007). Biocompatible Magnesium Alloys as Absorbable Implant Materials – Adjusted Surface and Subsurface Properties by Machining Processes. *Annals of the CIRP* Vol. 56/1: 113-116.
9. Denkena, A. Lucas, F. Thorey, H. Waizy, N. Angrisani & A.M. Lindenberg. Biocompatible Magnesium Alloys as Degradable Implant Materials - Machining Induced Surface and Subsurface Properties and Implant Performance. *Special Issues on Magnesium Alloys*: 109-128.
10. YIN Dong-song, ZHANG Er-lin, ZENG Song-yan, Effect of Zn on mechanical property and corrosion property of extruded Mg-Zn-Mn alloy, *Trans. Nonferrous Met. Soc. China* 18 (2008)
11. Erlin Zhang, Lei Yang, Jianwei Xu a, Haiyan Chen, Microstructure, mechanical properties and bio-corrosion properties of Mg–Si(–Ca, Zn) alloy for biomedical application, *Acta Biomaterialia* 6 (2010) 1756–1762
12. Erlin Zhang, Dongsong Yin, Liping Xu, Lei Yang, Ke Yang, Microstructure, mechanical and corrosion properties and biocompatibility of Mg–Zn–Mn alloys for biomedical application, *Materials Science and Engineering C* 29 (2009) 987–993
13. Zhigang Xu, Christopher Smith, Shuo Chen, Jag Sankar, Development and microstructural characterizations of Mg–Zn–Ca alloys for biomedical applications, *Materials Science and Engineering B* 176 (2011) 1660– 1665
14. Erlin Zhanga, Lei Yanga, Microstructure, mechanical properties and bio-corrosion properties of Mg–Zn–Mn–Ca alloy for biomedical application, *Materials Science and Engineering A* 497 (2008) 111–118
15. McCarty MF. Reported antiatherosclerotic activity of silicon may reflect increased endothelial synthesis of heparan sulfate proteoglycans. *Med Hypotheses* 1997;49:175–6.
16. Zhao, J., Zhiyuan, Z., Shaoyi, W., Xiaojuan, S., Xiuli, Z., Chen, J., Kaplan, D., dan Jiang, X., 2009, Apatite-Coated Silk Fibroin Scaffolds To Healing Mandibular Border Defects In Canines, *Bone* 45, Elsevier, p : 517–527.

## **LAMPIRAN**

**Lampiran 1. Laporan Keuangan**

**Lampiran 2. Luaran (outcomes) penelitian**

**Lampiran I: Laporan Keuangan 100% [Total Anggaran Tahun II Rp. 118.564.000,-]**

**a. Anggaran untuk Pelaksana (maksimum 30% ~ < 35.400.000,00)**

| Tim Peneliti      | Alokasi waktu (jam/minggu) | Satuan | Honor (Rp.) | Rincian                 | Biaya (Rp) |
|-------------------|----------------------------|--------|-------------|-------------------------|------------|
| Irza Sukmana      | 12                         | OJ     | 30.000      | 40 mg x 12 x 30.000     | 14.400.000 |
| Edwin Azwar       | 8                          | OJ     | 30.000      | 20 mg x 8 x 30.000      | 4.800.000  |
| A Yudi Eka R.     | 6                          | OJ     | 25.000      | 30 mg x 6 x 27.500      | 4.950.000  |
| Teknisi (1 orang) | 10                         | OJ     | 20.000      | 20 mg x 10 x 20.000     | 4.000.000  |
| Mahasiswa (2 org) | 10                         | OJ     | 10.000      | 35 mg x 2 x 10 x 10.000 | 7.000.000  |
| JUMLAH (a)        |                            |        |             |                         | 35.150.000 |

**b. Anggaran untuk komponen peralatan**

| Nama Alat                              | Kegunaan                                       | Jumlah satuan | Harga satuan (Rp.) | Biaya (Rp.) |
|----------------------------------------|------------------------------------------------|---------------|--------------------|-------------|
| Produksi squeeze casting chamber/dies  | Alat produksi                                  | 1             | 8.000.000          | 8.000.000   |
| Set elemen heater squeeze casting dies | Penghasil panas                                | 1             | 5.000.000          | 5.000.000   |
| Strain-gage                            | Mendeteksi tegangan/regangan                   | 6             | 500.000            | 3.000.000   |
| Termokopel tipe K dan konektor         | Sensor suhu                                    | 5             | 400.000            | 2.000.000   |
| Temperature display control otomatis   | Penunjuk nilai suhu dan sitem control otomatis | 2             | 1.500.000          | 3.000.000   |
| Planetary ball mill                    | Alat pembuat serbuk logam                      | 1             | 8.000.000          | 8.000.000   |
| Perangkat press hidrolik 15 T          | Perangkat cetakan prosthesis Mg                | 1             | 11.000.000         | 11.000.000  |
| JUMLAH (b)                             |                                                |               |                    | 40.000.000  |

**a. Anggaran untuk bahan habis pakai (Material Penelitian)**

| Nama bahan | Jumlah satuan | Harga satuan (Rp.) | Biaya (Rp.) |
|------------|---------------|--------------------|-------------|
| Magnesium  | 6 bkg         | 1.500.000          | 9.000.000   |
| Serbuk Zn  | 2 pack        | 500.000            | 1.000.000   |

|                                                                         |         |           |            |
|-------------------------------------------------------------------------|---------|-----------|------------|
| Serbuk Mn                                                               | 1 pack  | 1.000.000 | 1.000.000  |
| Serbuk Si                                                               | 1 pack  | 750.000   | 750.000    |
| Cairan hidrolik                                                         | 25 ltr  | 50.000    | 750.000    |
| Pelumas                                                                 | 2,5 klg | 100.000   | 250.000    |
| Bahan habis komputer (cartridge tinta printer, CD, external hard drive) | 1 set   | 500.000   | 500.000    |
| Alat Tulis Kantor                                                       | 1 set   | 750.000   | 750.000    |
| JUMLAH (d)                                                              |         |           | 14.000.000 |

**c. Anggaran untuk sewa peralatan dan Pengujian**

| Jenis pengeluaran                             | Biaya (Rp.) |
|-----------------------------------------------|-------------|
| Sewa mesin bubut dan las                      | 4.000.000   |
| Uji in vitro biocompatibilitas dan uji korosi | 3.000.000   |
| JUMLAH (f)                                    | 7.000.000   |

**d. Anggaran untuk Perjalanan**

| Tujuan                                      | Keperluan                | Rincian       | Biaya (Rp.) |
|---------------------------------------------|--------------------------|---------------|-------------|
| Seminar Internasional IC-STAR 2017 di Unila | Konferensi Internasional | 2 x 4.000.000 | 8.000.000   |
| Seminar Nasional IRWINS Polban Bandung      | Seminar Nasional         | 1 x 4.000.000 | 3.714.000   |
| Perjalanan Lampung-Jakarta                  | Beli bahan               | 2 x 2.000.000 | 4.000.000   |
| JUMLAH (e)                                  |                          |               | 15.714.000  |

**e. Pengeluaran Lain**

| Jenis pengeluaran                           | Biaya (Rp.) |
|---------------------------------------------|-------------|
| Pelaporan, dan publikasi                    | 2.000.000   |
| Pendaftaran Seminar Internasional (2 orang) | 4.000.000   |
| Pendaftaran Seminar Nasioanal (1 orang)     | 700.000     |
| JUMLAH (f)                                  | 6.700.000   |

**Jumlah biaya untuk Tahun II: Rp 118.564.000**

**Terbilang: Seratus Delapan Belas Juta Lima Ratus Enam Puluh Empat Ribu Rupiah**

## **LAMPIRAN 2 : Luaran (outcomes) Penelitian [dilampirkan sesuai urutan]**

1. Publikasi Ilmiah Jurnal Internasional: **sudah terbit**
2. Pemakalah dalam Pertemuan Ilmiah Nasional: **sudah dilaksanakan**  
8th Industrial Research Workshop and National Seminar (IRWNS)  
Outcome : Prosiding Seminar Nasional, ISBN 978-979-3541-55-6
3. Invited Speaker dalam Temu Ilmiah Internasional: **sudah dilakukan**  
3<sup>rd</sup> International Conference on Science Technology and Interdisciplinary Research (IC-STAR 2017) di Universitas Lampung  
Kinerja : Abstract (invited speaker)
4. Pemakalah dalam Pertemuan Ilmiah Internasional: **sudah dilakukan**  
International Session on Advanced Mechanical Engineering Research pada Seminar Nasional Energi dan Industri Manufaktur (SIGER), Jurusan Teknik Mesin, FT Unila di Universitas Lampung  
Judul Makalah : Squeeze Casting Magnesium for Bone Screw Application  
Presenter : Irza Sukmana  
Kinerja : Sertifikat presenter
5. Buku Ajar ber **Nomor ISBN cetak**:  
Judul Buku: Ilmu dan Teknologi Biomaterial, Penerbit Graha Ilmu, Yogyakarta  
Bukti kinerja : Halaman depan dan identitas buku



# ADVANCED BIOREACTOR SYSTEM FOR THE IMPLANTABLE BIOMATERIALS TESTING AND TISSUE ENGINEERING APPLICATIONS

Mohd Ramdan<sup>1</sup> and Irza Sukmana<sup>2</sup>

<sup>1</sup>MediTeg Research Group, Faculty of Biosciences and Biomedical Engineering, Universiti Teknologi Malaysia, Johor Bahru, Malaysia

<sup>2</sup>Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Lampung, Bandar Lampung, Indonesia

E-Mail: [irza.sukmana@eng.unila.ac.id](mailto:irza.sukmana@eng.unila.ac.id)

## ABSTRACT

Tissue engineering scientists believe that the next generation of functional tissue and artificial organ replacements truly need the use of advanced bioreactor system. Bioreactor system, in which the culture conditions can be adjusted and studied, will support the development of tissues with optimal mechanical, chemical, and biological stimuli for a given application. Although there have been various types of bioreactors designed and tested for several implantable biomaterials and tissue engineering applications, the development of a complete artificial organ remains a dream. This review addresses recent advances and future challenges in designing and using advanced bioreactor system to support the mass production of vascularized engineering tissues and artificial organ. The potential application of micro-electromechanical system (MEMS) bioreactor technology for future advancement in tissue engineering is also highlighted.

**Keywords:** bioreactor, tissue vascularization, scaffold construct, micro-electromechanical system.

## INTRODUCTION

Bioreactors have been used for many years in areas other than tissue engineering like fermentation, water treatment, food processing and pharmaceutical industry. In these bioreactors, biological and biochemical processes are taking place under a closely monitored and tightly controlled environment [1]. In tissue engineering research, bioreactors have been used for implantable biomaterial testing and to culture a larger cell population since 1980s [1]. Then, in 1990s the research on more advanced bioreactor for the combination of cells with biocompatible extracellular matrix (ECM) and scaffold for tissue replacement have begun [2].

Tissue engineering scientists acknowledged that bioreactor system may improve the cell culture stability and function of 3D engineered tissue construct [2, 3]. Furthermore, bioreactors may accelerate the development, evaluation, and delivery of engineered tissue products to patients or in clinical research [3]. Numerous types of bioreactors for tissue engineering applications that enable the production of tissue engineered either soft (e.g., skin, blood vessel, and cardiac) or hard tissues (e.g., bone, bladder, liver, and cartilage) as well as artificial organ within a specifically controlled biological and chemical environment [4, 5]. Each type of bioreactor has been designed differently depends on application involved. Further advancement in the field of tissue engineering is the using of Micro-Electro-Mechanical System (MEMS) became increasingly prevalent and found widespread use in producing mini and micro-scale reactor system [6, 7].

This paper will report status of the current research and development of bioreactor system as an advanced support system in tissue engineering. It is necessary to improve our understanding of the mechanisms behind bioreactor and its application. Additionally, other aspects including the challenges in

optimized and controlled the culture parameter using MEMS technology will also be highlighted.

## BIOREACTOR DESIGN AND CONSIDERATION

Tissue engineering aims to combine the principles and methods of engineering and life science into the development of artificial organs or biological substitutes for the restoration, maintaining or improvement of human tissue and organ functions. One of the major challenges in designing tissue engineering bioreactor system is to translate the lab-bench-scale engineering tissues product with into large-scale production of functional tissues or artificial organs that are reproducible and economic [2,8]. A bioreactor is should also designed to provide the real cellular microenvironment mimicking in body environment in order to facilitate construct uniformity and overall viability [9, 10]. These requirements render the design and specification of tissue engineering bioreactor system [11].

In general, there are two main aspects in designing bioreactor for biomaterial and tissue engineering application; they are biological and mechanical aspects. Biological aspects are purposely control the growth of specific cell/tissues include accurate culture conditions (i.e., aseptic operation) and improved mass transfer (i.e., nutrient supply and waste elimination) [4, 8]. Mechanical aspects are purposely to control the environment of in vitro system included increased cell-seeding efficiency, appropriate physiological stimulation (e.g., mechanical, electrical, chemical and biological), design material, and monitoring cell/tissue growth techniques [12].

Culture parameters such as temperature, pH, pressure, oxygen level and nutrients must be carefully controlled in vitro in accordance with the best conditions in the body [12, 13]. Some in vitro bioreactors have achieved to undertake these parameters, but facing problems on maintaining and optimizing culture



conditions [13]. Gas exchanger and heat exchanger are needed to be utilized in vitro for controlling pH, temperature and oxygen (O<sub>2</sub>) concentration [10, 13]. Waste elimination also must be controlled and monitoring properly because it will effect on enzyme activities and defect the tissue growth [14]. Cell seeding method is also a crucial issue related to utilizing cells from limited human cell sources. Cells can be seeded either in a separate operation with bioreactor (static seeding) or directly seed onto 3D scaffold in the bioreactor (dynamic seeding) [14, 15]. Dynamic seeding provides more advantages technique compares to conventional static method; include higher attachment efficiencies and more homogeneous cell distribution [11, 16].

Related to mechanical aspect of the reactor, some studies found that mechanical stimulation (e.g., mechanical compression, hydrodynamic pressure, fluid flow) may affect cellular morphology and function, as well as improve mechanical properties of engineered tissue construct [16]. Mechanical stimulation is also play a role on extracellular matrix (ECM), such as increases the mechanical stiffness of ECM in short culture time [17]. Furthermore, electrical stimulation, such as pulsatile electrical current may also affect cells behavior and phenotype differentiation [18].

## TYPES AND APPLICATION OF BIOREACTORS

There are numerous types of bioreactor systems that are designed and used in various tissue engineering applications. Each type of bioreactors is developed based on the specific requirements of tissue that be constructed. Spinner flasks and rotating wall are two types of first generation of bioreactor system that widely utilized in biomaterial and tissue engineering field [19]. Spinner flask or stirred flask bioreactors have been used for seeding of cells into 3D scaffolds by fluid convection and are effective at creating a homogenous media solution on the exterior of the scaffold [19, 20].

The advantages of this bioreactor are improve the efficiency of cell seeding and viability and reduce the external mass transfer limitation [21]. However, the turbulent flow and higher shear stress produce by spinner flask and rotation wall reactor may cause cell damage and defect of tissue construct then resulting an irregular tissue surface [21].

Therefore, Wavy-wall bioreactor (WWB) recently has been design as the modification of spinner flask bioreactor to enhance axial mixing at lower shear stress rate and introduce smooth waves that mimic baffles. The low-shear hydrodynamic environment produce by WWB will enhance ECM development and cell proliferation compared with spinner flask [22].

Rotating wall vessel (RWV) bioreactors are another simple system used to enhance media mixing and been used for generate 3D growth of cartilage [20] and bone [23]. This culture system consists of two concentric cylinders with culture media and scaffolds filling the space between. RWV creates microgravity environment for cells grown by adjusting the vessel rotation speed at the rate that balance the scaffold in the medium [23]. The dynamic

flow generated by rotating fluid will expose scaffolds and cells in low shear stress environment and high mass transfer rate [24]. RWV designed by the National Aeronautics and Space Administration (NASA) and there are three derivative systems including the rotating wall perfused vessel (RWPV), slow lateral turning vessel (SLTV) and high aspect ratio vessel (HARV) as described in different literatures [24,25]. Most studies stated that both of spinner flask and rotating wall bioreactors do not effectively perfuse media into a scaffold [20, 26]. This limitation can be solved by using perfusion system which is use a pump system to perfuse media continuously through the porous scaffold [26].

The basic design of the perfusion bioreactors consists of a media reservoir, a pump, a tubing circuit and a culture chamber. The main characteristic of perfusion system is the medium flow continuously through a bio-chamber consists of a cell-biomaterial construct to provide microcirculation. The microcirculation produce by perfusion system beneficial in long term culture period in order to achieve tissue mass and can minimized the risk of contamination since the medium changed automatically. Most literatures stated that perfusion system be able to simulate in vivo conditions with continuously deliver nutrients as well as waste removal and expose the cells to physiological stimuli [17,27]. Perfusion system also have been shown can be used to enhance nutrient diffusion while mechanically stimulating cells to increase matrix production [28].

Dynamic culture using a flow perfusion bioreactor improved core cell activity and density compared to static culture [28]. There are various perfusion bioreactors have been designed for various tissue engineering applications including the radial flow, parallel plate, direct perfusion, microfluidic, rotating shaft, and pulsatile flow bioreactors [28-31]. Each kind of these bioreactors have their own design, either different on entire part or only some part (e.g., culture chamber and type of scaffold), but the basic concept is same for all bioreactors (i.e., providing efficient and uniform distribution of media flow and mass transfer) [30, 31].

Most of these bioreactors perfuse the media through the porous scaffolds excluding the hollow fibre and microfluidic bioreactors which have be designed with different cell proliferation and differentiation support [31,32]. Microfluidic bioreactors are the novel and advances technology in fabrication of micro- and nano-system in order to culture cells in tissue engineering application [33-35].

## MEMS TECHNOLOGY IN BIOREACTOR

Micro-electro-mechanical system (MEMS) is a new technology that is utilized in almost all research fields' applications as well as in biological and biomedical applications. "Bio-MEMS" or biological micro-electromechanical systems play an important role in tissue engineering applications, as they provide new methods as well as produce powerful components to reduce the complex tissue engineering issues [36]. Tissue engineered noticed that this advanced technique offers unique



advantages than conventional methods including improved biological function, better quality cell-based data, decrease reagents consumption, simplicity, large scale integration and lower cost [36, 37].

Microfluidic devices or micro-bioreactor has applied for tissue engineered and this technique for cell culturing to study the biological behavior of cells (from single cells to multi-cells levels) [38]. This technique has been utilized to control of the accurate cell environment (i.e., chemical and physical environment) [33, 37], formation of perfuse able networks and study of minimally functional modules of complex tissue (e.g., liver, kidney and lung) [39]. Due to similar scale with the dimensions of most cells, microfluidic device has the potential to improve the creation of the in vivo microenvironment for cells culture and tissues growth [40]. Micro-system has the necessary tools to recreate in vivo like micro-environment and provide advanced approaches in controlling the factors

that affect the cells behaviors such as mechanical forces (e.g., shear stress, bubbles and cell deformation) and transport phenomena (e.g., type of flow, diffusion, surface area to volume ratio and effective culture volume) [38, 41].

The design of this micro-system needs more expertise to fulfil the requirements of the cells culturing system. Although the basic design is simple and easy to build, however, without an appropriate technique it will impact on the viability and performance of this micro-system. Similar to macro-systems, the design of micro-system needs to consider a few aspects include material selection, physiological factors (mechanical and chemical), fluidic, sensing and control element without requiring a cell culture incubators [41, 42]. Complete resume of the bioreactor systems and their applications in biomaterial and tissue engineering research is presented in Table-1.

**Table-1.** Advanced bioreactor system and their application in tissue engineering.

| No. | Types of bioreactors | Applications                                                                                                | Novel findings                                                                                                                                                | References       |
|-----|----------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------|
| 1.  | Spinner Flask        | Improve cell seeding into 3D scaffolds by fluid convection-Bone and cartilage generator.                    | Wavy-wall with modification of spinner flask-produce lower shear stress rate-enhance axial mixing and ECM development-produce more robust cartilage construct | [21,21]          |
| 2.  | Rotating Wall        | Creates microgravity environment and enhance media mixing -Generation of cartilage, bone and liver tissues. | Derivative systems- rotating wall perfused vessel (RWPV), slow lateral turning system (SLTV) and high aspect ratio vessel (HARV)                              | [23,25]          |
| 3.  | Radial flow          | Perfused the medium radially through the vertical porous scaffold.                                          | cell seeding and growth with a proportional cell distribution throughout the entire scaffold.                                                                 | [16,28]          |
| 4.  | Direct perfusion     | Directly perfused the medium through the pores of the scaffold.                                             | Effects the proliferation and differentiation osteoblast cells                                                                                                | [26,27]          |
| 5.  | Microfluidic         | Diffusion of the nutrients and waste products across micron distances.                                      | Long term of culture of hepatocytes, hematopoietic cells and osteoblast - advanced technique to produce microenvironment for cell culturing                   | [29, 32, 33, 42] |
| 6.  | Rotating shaft       | Perfused type system for growing cartilage tissue by rotates the shaft.                                     | Efficient oxygen and nutrient transfer and lower shear stress that is exerted the construct                                                                   | [30]             |
| 7.  | Hollow fiber         | Hollow membrane-based growth systems (i.e., membrane hollow fibers and membrane capillary tubes.            | For 3D high cell density culture - bone tissue growth - transplantation of human bone marrow stromal cells (BMSCs).                                           | [31,34]          |
| 8.  | Pulsatile flow       | Produce desire pulsatile pressure similarly physiological pulse rate                                        | Tissue engineering of cardiovascular such as heart valve and blood vessel                                                                                     | [13,35]          |

## CONCLUSIONS

Basic bioreactor system used to facilitate testing for implantable biomaterials and engineering tissue construct in vitro. Advanced tissue engineering bioreactor system aims to mimic and reproduce physiological conditions in order to maintain and support higher cell

number for tissue generation. The ultimate advantage of bioreactor systems is their ability to produce reproducible culture conditions that enhance cell proliferation and differentiation with minimum handling of scaffold and human support. Some techniques and approaches of tissue engineering bioreactors have been designed and tested in



order to develop functionalized tissue construct and artificial organs. A new development technology is needed to support more precise and better scalable reactor when compare to the previous design. Biomedical engineers, natural science experts as well as medical doctors are challenged to have more collaborative effort in designing advanced bioreactor system for the production of complex engineering tissues and artificial organs.

#### ACKNOWLEDGEMENTS

Financial support from The Minister of Research, Technology and Higher Education (Kemenristekdikti) of Indonesia under Hibah Penelitian Produk Terapan (PPT) Y2017 for author (Irza Sukmana) is acknowledged. Mohd Randan is supported by UTM Tier-1 (vote# 03H12), MOHE-FRGS (vote# 4F128) and UTM RU (vote# 00G670).

#### REFERENCES

- [1] Freshney, R.I., *et al.*, Chapter Twelve - Principles of tissue culture and bioreactor design, in Principles of Tissue Engineering (Third Edition), L. Robert, *et al.*, Editors. 2007, Academic Press: Burlington. p. 155-183.
- [2] Martin, I., D. Wendt and M. Heberer, The role of bioreactors in tissue engineering. Trends in Biotechnology, 2004. 22(2): p. 80-86.
- [3] Wendt, D., *et al.*, Bioreactors in tissue engineering: scientific challenges and clinical perspectives. Advances in Biochemical Engineering/Biotechnology, 2009. 112: p. 1-27.
- [4] Freed, L.E., *et al.*, Advanced tools for tissue engineering: scaffolds, bioreactors, and signaling. Tissue Engineering, 2006. 12(12): p. 3285-3305.
- [5] Chen, H.-C. and Y.-C. Hu, Bioreactors for tissue engineering. Biotechnology Letters, 2006. 28(18): p. 1415-1423.
- [6] Figallo, E., *et al.*, Micro-bioreactor array for controlling cellular microenvironments. Lab on a Chip, 2007. 7(6): p. 710-719.
- [7] Bashir, R., BioMEMS: state-of-the-art in detection, opportunities and prospects. Advanced Drug Delivery Reviews, 2004. 56(11): p. 1565-1586.
- [8] Freed, L.E., *et al.*, Advanced Material Strategies for Tissue Engineering Scaffolds. Advanced Materials, 2009. 21(32-33): p. 3410-3418.
- [9] Couet, F. and D. Mantovani, A New Bioreactor Adapts to Materials State and Builds a Growth Model for Vascular Tissue Engineering. Artificial Organs, 2012. 36(4): p. 438-445.
- [10] Zhang, Z.-X., *et al.*, Design of a novel bioreactor and application in vascular tissue engineering. Applied Surface Science, 2008. 255(2): p. 541-544.
- [11] Hutmacher, D.W. and H. Singh, Computational fluid dynamics for improved bioreactor design and 3D culture. Trends in Biotechnology, 2008. 26(4): p. 166-172.
- [12] Martin, Y. and P. Vermette, Bioreactors for tissue mass culture: Design, characterization, and recent advances. Biomaterials, 2005. 26(35): p. 7481-7503.
- [13] Chouinard, J.A., *et al.*, Design and validation of a pulsatile perfusion bioreactor for 3D high cell density cultures. Biotechnology and Bioengineering, 2009. 104(6): p. 1215-1223.
- [14] Hsu, S.-h., *et al.*, The effect of dynamic culture conditions on endothelial cell seeding and retention on small diameter polyurethane vascular grafts. Medical Engineering & Physics, 2005. 27(3): p. 267-27.
- [15] Sukmana, I., Microvascular guidance: a challenge to support the development of vascularised tissue engineering construct. The Scientific World Journal, 2012. 2012: p. 201352-201352.
- [16] Shkilnyy, A., *et al.*, Bioreactor controlled by PI algorithm and operated with a perfusion chamber to support endothelial cell survival and proliferation. Biotechnology and Bioengineering, 2012. 109(5): p. 1305-1313.
- [17] Mathes, S.H., *et al.*, A bioreactor test system to mimic the biological and mechanical environment of oral soft tissues and to evaluate substitutes for connective tissue grafts. Biotechnology and Bioengineering, 2010. 107(6): p. 1029-1039.
- [18] Wiesmann, H.-P., *et al.*, Electrical stimulation influences mineral formation of osteoblast-like cells in vitro. Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - Molecular Cell Research, 2001. 1538(1): p. 28-37.
- [19] Ratcliffe, A. and L.E. Niklason, Bioreactors and Bioprocessing for Tissue Engineering. Annals of the



- New York Academy of Sciences, 2002. 961(1): p. 210-215.
- [20] Yeatts, A.B. and J.P. Fisher, Bone tissue engineering bioreactors: Dynamic culture and the influence of shear stress. *Bone*, 2011. 48(2): p. 171-181.
- [21] Bueno, E.M., *et al.*, Increased rate of chondrocyte aggregation in a wavy-walled bioreactor. *Biotechnology and Bioengineering*, 2004. 88(6): p. 767-777.
- [22] Bilgen, B., *et al.*, Flow characterization of a wavy-walled bioreactor for cartilage tissue engineering. *Biotechnology and Bioengineering*, 2006. 95(6): p. 1009-1022.
- [23] Takebe, T., *et al.*, Human Elastic Cartilage Engineering from Cartilage Progenitor Cells Using Rotating Wall Vessel Bioreactor. *Transplantation proceedings*, 2012. 44(4): p. 1158-1161.
- [24] Plunkett, N. and F.J. O'Brien, Bioreactors in tissue engineering. *Technology and Health Care*, 2011. 19(1): p. 55-69.
- [25] Klement, B.J., *et al.*, Skeletal tissue growth, differentiation and mineralization in the NASA Rotating Wall Vessel. *Bone*, 2004. 34(3): p. 487-498.
- [26] Jaasma, M.J., N.A. Plunkett, and F.J. O'Brien, Design and validation of a dynamic flow perfusion bioreactor for use with compliant tissue engineering scaffolds. *Journal of Biotechnology*, 2008. 133(4): p. 490-496.
- [27] Sailon, A.M., *et al.*, A Novel Flow-Perfusion Bioreactor Supports 3D Dynamic Cell Culture. *Journal of Biomedicine and Biotechnology*, 2009. 2009.
- [28] Kitagawa, T., *et al.*, Three-dimensional cell seeding and growth in radial-flow perfusion bioreactor for in vitro tissue reconstruction. *Biotechnology and Bioengineering*, 2006. 93(5): p. 947-954.
- [29] Ferrell, N., *et al.*, Albumin handling by renal tubular epithelial cells in a microfluidic bioreactor. *Biotechnology and Bioengineering*, 2012. 109(3): p. 797-803.
- [30] Chen, H.-C., *et al.*, A Novel Rotating-Shaft Bioreactor for Two-Phase Cultivation of Tissue-Engineered Cartilage. *Biotechnology Progress*, 2004. 20(6): p. 1802-1809.
- [31] Das, D.B., Multiscale simulation of nutrient transport in hollow fibre membrane bioreactor for growing bone tissue: Sub-cellular scale and beyond. *Chemical Engineering Science*, 2007. 62(13): p. 3627-3639.
- [32] Mehta, K., *et al.*, Quantitative inference of cellular parameters from microfluidic cell culture systems. *Biotechnology and Bioengineering*, 2009. 103(5): p. 966-974.
- [33] Velte-Casquillas, G., *et al.*, Microfluidic tools for cell biological research. *Nano Today*, 2010. 5(1): p. 28-47.
- [34] De Napoli, I.E. and G. Catapano, Perfusion enhances solute transfer into the shell of hollow fiber membrane bioreactors for bone tissue engineering. *The International Journal of Artificial Organs*, 2010. 33(6): p. 381-391.
- [35] Hildebrand, D.K., *et al.*, Design and hydrodynamic evaluation of a novel pulsatile bioreactor for biologically active heart valves. *Annals of biomedical engineering*, 2004. 32(8): p. 1039-1049.
- [36] Puleo, C.M., H.-C. Yeh, and T.-H. Wang, Applications of MEMS technologies in tissue engineering. *Tissue Engineering*, 2007. 13(12): p. 2839-2854.
- [37] Gao, D., *et al.*, Recent developments in microfluidic devices for in vitro cell culture for cell-biology research. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 2012. 35(0): p. 150-164.
- [38] Sodian, R., *et al.*, Tissue-engineering bioreactors: a new combined cell-seeding and perfusion system for vascular tissue engineering. *Tissue Engineering*, 2002. 8(5): p. 863-870.
- [39] Inamdar, N.K. and J.T. Borenstein, Microfluidic cell culture models for tissue engineering. *Current Opinion in Biotechnology*, 2011. 22(5): p. 681-689.
- [40] Ziolkowska, K., R. Kwapiszewski, and Z. Brzozka, Microfluidic devices as tools for mimicking the in vivo environment. *New Journal of Chemistry*, 2011. 35(5): p. 979-990.
- [41] Walker, G.M., H.C. Zeringue, and D.J. Beebe, Microenvironment design considerations for cellular scale studies. *Lab on a Chip*, 2004. 4(2): p. 91-97.
- [42] Pasirayi, G., *et al.*, Microfluidic bioreactors for cell culturing: A review. *Micro and Nanosystems*, 2011. 3(2): p. 137-160.

# Las Gesek (*Friction Welding*) Logam Tidak Sejenis (*Dissimilar Metals*) Magnesium AZ-31 Terhadap Aluminum AL-13

Ardian Prabowo<sup>1</sup>, Irza Sukmana<sup>2</sup>, Yanuar Burhanuddin<sup>3</sup>

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung, Gedung H – Lantai 2, Jl. Prof. Soemantri Brojonegoro No. 1 Bandar  
Lampung 35143  
E-mail: irza.sukmana@gmail.com

## ABSTRAK

*Friction welding (FW)* merupakan teknik pengelasan dengan cara menggesekkan dua permukaan material las hingga mencapai sekitar 60 - 80% titik cair bahan. Dalam proses *friction welding*, salah satu material berputar, sedangkan material lainnya tetap, sehingga terjadi gaya yang menghasilkan panas. Setelah mencapai temperatur las gesek, kemudian diberikan gaya tekan sehingga terjadi penyambungan kedua material. Penelitian ini dilakukan untuk menguji pengaruh variasi waktu kontak selama 3, 5, dan 10 menit terhadap kualitas hasil pengelasan gesek logam tidak sejenis (*dissimilar metal*) antara Magnesium AZ-31 dan Aluminum AL-13. Hasil uji keras logam las menunjukkan nilai kekerasan rata-rata pada daerah *stir zone* (SZ) untuk waktu kontak 3 menit adalah sebesar 65,6 HRE, dan sebesar 57,6 HRE dan 51,0 HRE pada masing-masing waktu kontak 5 dan 10 menit. Selanjutnya, hasil uji tarik menunjukkan, waktu kontak las selama 10 menit menghasilkan kekuatan tarik material yang paling optimal, yaitu sebesar 23,264 Mpa, dibandingkan waktu kontak 3 menit (sebesar 14,257 Mpa), maupun 5 menit (sebesar 15,765 Mpa).

## Kata Kunci

Las gesek, Magnesium AZ-31, Aluminum AL13

## 1. PENDAHULUAN

Pengelasan merupakan salah satu teknik penyambungan dua buah logam dengan jalan pemanasan dan pelelehan logam dasarnya. Dalam prakteknya, kedua ujung logam yang akan disambung dipanaskan hingga mencapai titik leburnya dengan busur nyala sehingga didapatkan logam. Selain teknik tersebut, juga dikenal sistem pengelasan tanpa peleburan atau *solid-state welding*, dimana proses penyambungan logam dasar dilakukan pada kisaran 60% s.d. 80% temperatur cair bahan yang akan dilas. Contoh proses pengelasan padat (*solid-state welding*) tersebut, diantaranya adalah teknik pengelasan gesek (*friction weldin, FW*) dan pengelasan putar gesek (*friction stir welding, FSW*). Panas yang digunakan dalam proses pengelasan FW adalah dari gesekan kedua permukaan logam dasar las, sedangkan pada proses FSW, panas dihasilkan dari gesekan dan putaran *indentor* las atau juga dikenal dengan pahat las FSW [1,2].

Secara umum, dalam proses pengelasan gesek (FW) akan menghasilkan struktur las berupa: logam dasar (*based metal, BM*), daerah terpengaruh panas (*heat affected zone, HAZ*), dan daerah las (*weld zone, WZ*) atau juga diidentifikasi sebagai daerah putaran (*stir zone, SZ*).

Salah satu keuntungan pengelasan padat adalah dimungkinkannya melakukan penyambungan material tidak seragam (*dissimilar metals*) [2]. Pengelasan material tidak seragam sering diperlukan untuk keperluan khusus, terutama bila diperlukan penyambungan dua material dengan karakterisasi berbeda. Misalnya, penyambungan baja tahan karat (*stainless steel*) dengan baja karbon untuk

penggunaannya pada daerah kerja berbeda, dimana baja tahan karat untuk daerah yang korosif sementara baja karbon untuk daerah normal. Proses ini akan lebih ekonomis dan aman secara teknik, sebagaimana dilaporkan peneliti lain [3,4].

Potensi aplikasi yang lain, diantaranya adalah penyambungan magnesium dan aluminum untuk membuat bahan dasar baut tulang (*bone screw*) mampu terdegradasi sebagian (*partially degradable*). Dalam implementasinya, diperlukan dua macam logam sebagai bahan dasar baut tulang, dimana bagian yang akan ditanam di dalam struktur tulang yang retak (di-implan) merupakan bagian yang mampu terdegradasi, sedangkan bagian luarnya merupakan logam yang tahan karat, sehingga pada saat tulang yang patah sudah tersambung dengan baik, baut magnesium terdegradasi pada saat yang bersamaan, sehingga tidak diperlukan operasi besar ke-dua untuk pengangkatan baut tulang. Teknik ini dirasa lebih mengurangi resiko pasien dan lebih ekonomis [4]. Untuk itu, diperlukan suatu studi untuk menguji berbagai kemungkinan dan hipotesa tersebut, diantaranya potensi pengelasan dua logam dasar tidak sejenis dengan proses pengelasan gesek (FW). Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh waktu kontak atau gesekan pada sambungan logam las berbeda jenis (*dissimilar metals*) terhadap kualitas sambungan dengan menggunakan metode *friction welding*.

## 2. BAHAN DAN METODE PENELITIAN

### 2.1 Alat dan Bahan

Alat dan bahan yang akan digunakan dalam penelitian ini meliputi:

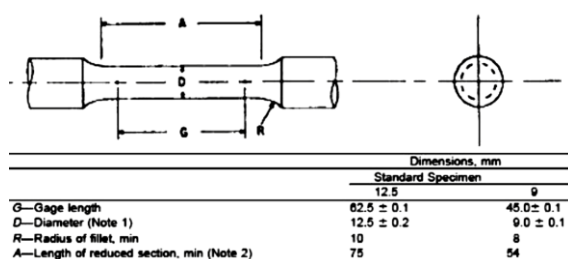
- Bahan yang digunakan adalah Magnesium AZ-31, dan Aluminum AL-31 yang keduanya hasil pengecoran. Paduan utama bahan AZ-31 adalah Aluminum (Al) 3% dan Zinc 1%.
- Proses pengelasan menggunakan mesin bubut konvensional, dimana spindel bahan Aluminum diletakkan pada spindle bergerak, sementara Magnesium pada bagian yang tetap (*tail stock*).
- Alat uji yang digunakan adalah Mesin Uji Tarik, Alat uji keras Rockwell, dan mikroskop untuk uji foto makro adalah menggunakan OEM (Original Equipment Manufacturing).

Tahapan-tahapan pengujian dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

- Penyiapan bahan magnesium dan aluminium sesuai standar yang direncanakan.
- Penyiapan mesin bubut dan pemasangan kedua bahan yang akan dilas.
- Proses pengelasan, yang meliputi: pemutaran spesimen uji sehingga timbul panas dari gesekan kedua permukaannya. Panas yang timbul dari temperatur kamar hingga temperatur pengelasan, Kemudian spesimen tetap diberikan gaya tekan agar terjadinya penyambungan kedua material las. Mesin las kemudian dimatikan, dan dilakukan proses pendinginan spesimen di udara sehingga mencapai temperatur kamar.
- Spesimen dilepaskan dari dan diuji sifat-sifat mekaniknya.

## 2.2 Standar Uji Tarik

Standar Uji tarik yang digunakan dalam penelitian ini adalah berdasarkan standar ASTM E-8 sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 1.



Gambar 1. Dimensi sampel uji tarik ASTM-E8

Dimensi spesimen untuk uji tarik adalah: Gage length (G) 62,5mm, diameter (D) 12,5mm, dan Radius fillet (R) 10mm.

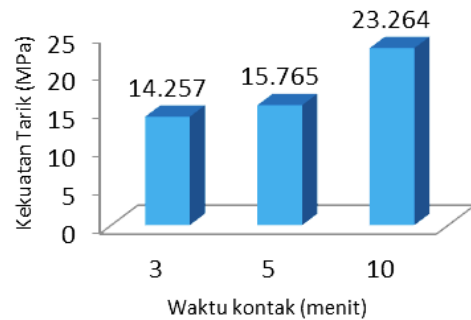
## 2.3 Parameteri Pengelasan Gesek

Parameter yang digunakan dalam penelitian ini meliputi waktu kontak gesekan selama 3, 5, dan 10 menit dan dengan menggunakan kecepatan putar poros yang konstan, yaitu 1400 rpm. Parameter pengujian ini ditentukan berdasarkan penelitian terdahulu yang dimana dilakukan pengelasan logam sejenis berbahan Magnesium (Mg) [5].

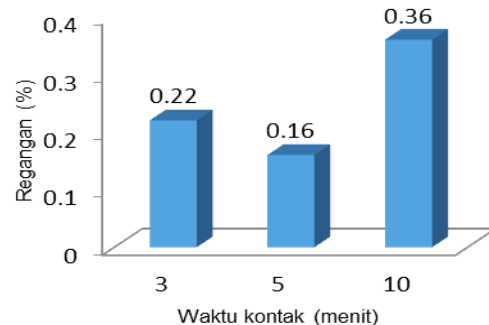
## 3. HASIL DAN PEMBAHASAN

### 3.1 Data Hasil Uji Tarik

Data pengaruh waktu kontak las gesek antara Magnesium AZ-31 dan Aluminum AL-13 terhadap kekuatan tarik maupun regangan logam las adalah sebagaimana presentasi grafik pada Gambar 2 dan Gambar 3.



Gambar 2. Pengaruh waktu kontak las gesek (FW) terhadap kekuatan tarik logam las



Gambar 3. Pengaruh waktu kontak las gesek (FW) terhadap regangan logam las

Berdasarkan Gambar 2 di atas, dapat dilihat bahwa kekuatan tarik cenderung meningkat dengan bertambahnya waktu kontak las, dimana kekuatan tarik untuk masing-masing waktu kontak 3, 5, dan menit secara berturut-turut adalah sebesar 14,257 MPa; 15, 765 MPa, dan 23,264 MPa. Peningkatan kekuatan tarik tersebut menunjukkan bahwa waktu kontak yang singkat tidak mampu menghasilkan temperatur pengelasan yang cukup untuk dapat terjadinya proses penyambungan kedua spesimen, lama waktu kontak las gesek dalam pengelasan logam Magnesium juga disimpulkan oleh penelitian terdahulu [6].

Selanjutnya, untuk mencari lama waktu kontak yang optimal berdasarkan kualitas hasil las, dilakukan pengujian hubungan antara regangan dan waktu kontak, sesuai grafik pada Gambar 3. Data tersebut menunjukkan nilai regangan cenderung naik seiring bertambahnya waktu kontak las FW antara Mg AZ-31 dan AL-13, kecuali pada waktu kontak gesek selama 5 menit terjadi penurunan bila dibandingkan waktu kontak 3 menit.

### 3.2 Hasil Uji Keras

Uji keras logam las dilakukan untuk mengetahui nilai kekerasan logam las pada daerah logam dasar, HAZ, dan *stir zone*. Setelah dilakukan pengujian maka didapat data seperti yang ditunjukkan pada Tabel 1.

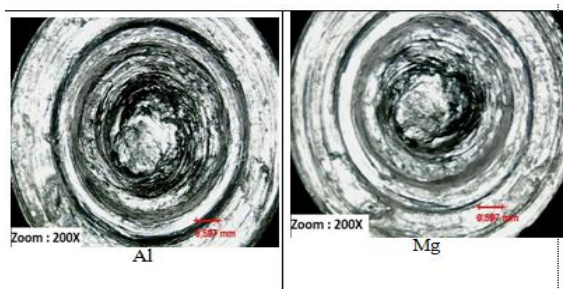
Tabel 1. Data uji keras daerah hasil las FW

| AL13. T<br>(menit) | Stir<br>Zone | HAZ Mg | HAZ Al | Base<br>Metal<br>Mg | Base<br>Metal<br>Al |
|--------------------|--------------|--------|--------|---------------------|---------------------|
| 3                  | 47           | 69     | 99     | 79                  | 93                  |
|                    | 79           | 70     | 97     | 77                  | 96                  |
|                    | 71           | 68     | 97     | 78                  | 95                  |
| HRE rata-rata      |              | 65,6   | 97,6   | 78                  | 94,6                |
| 5                  | 60           | 60     | 97     | 75                  | 92                  |
|                    | 51           | 67     | 95     | 79                  | 95                  |
|                    | 62           | 68     | 93     | 80                  | 93                  |
| HRE rata-rata      |              | 57,6   | 95     | 78                  | 93,3                |
| 10                 | 43           | 77     | 90     | 79                  | 94                  |
|                    | 59           | 56     | 89     | 75                  | 96                  |
|                    | 51           | 46     | 91     | 79                  | 96                  |
| HRE rata-rata      |              | 51     | 58,6   | 78                  | 95,3                |

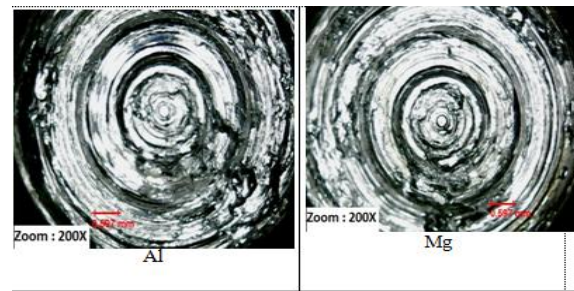
Berdasarkan Tabel 1 diatas, secara umum kekerasan material menurun dengan peningkatan lama waktu pengelasan, baik untuk daerah las *stir zone*, dan HAZ Al. Angka kekerasan pada daerah stir zone untuk waktu pengelasan 3 menit memiliki nilai yang lbih bervariasi bila dibandingkan waktu yang lain, dimana angka kerasannya berkisar pada angka 47HRE s.d. 71HRE. Seanjutnya, terjadi penurunan angka kekerasan logam dasar (Magnesium) bila dibandingkan dengan daerah HAZ untuk semua lama waktu pengelasan. Penurunan angka kekerasan pada daerah HAZ ini, juga sesuai dengan hasil penelitian terdahulu [2,6].

### 3.3 Pengujian Metalografi

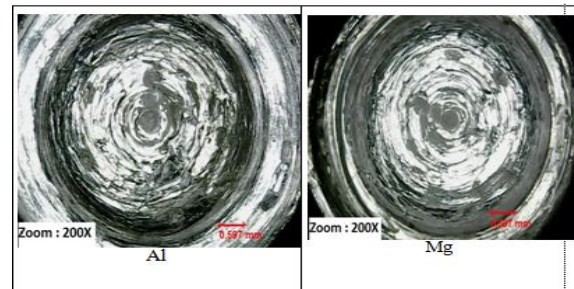
Gambar struktur makro diambil pada daerah patahan hasil uji tarik dengan menggunakan mikroskop OEM pada perbesaran 200x. Foto struktur makro daerah hasil las untuk berbagai waktu kontak, adalah sebagaimana Gambar 4 s.d. 6.



Gambar 4. Foto makro pada waktu kontak 3 menit



Gambar 5. Foto makro pada waktu kontak 5 menit



Gambar 6. Foto makro pada waktu kontak 10 menit

Berdasarkan perbandingan ketiga gambar foto makro hasil patahan logam las di atas, dapat dilihat bahwa pada spesimen dengan waktu kontak las selama 10 menit menghasilkan patahan yang lebih baik dan terintegrasi antara dua material yang berbeda, bila dilihat pada kedua sisi permukaan patahannya baik pada sisi Mg maupun Al. Area penyambungan kedua material semakin menurun dengan semakin cepat waktu kontakannya. Hal tersebut menyimpulkan bahwa ada suatu waktu optimum yang belum didapatkan dari kombinasi parameter pengelasan gesek yang diuji.

Jenis cacat las yang dapat ditemukan dalam pengelasan gesek logam tidak sejenis pada penelitian ini terutama adalah ketidak-integrasi (*disintegrasi*) logam lasan dan *void*. Cacat pengelasan terbanyak terjadi pada waktu pengelasan 3 menit.

### 4. KESIMPULAN

Proses penyambungan logam tidak sejenis Aluminum dan Magnesium telah diujikan dan berhasil dilakukan, dimana terjadi penyambungan kedua logam. Angka kekuatan tarik dan regangan tertinggi didapatkan pada waktu kontak las selama 10 menit, dimana angka kekuatan tariknya adalah 23,264 MPa, dan regangan sebesar 0,36%. Jenis cacat yang terjadi dalam proses pengelasan ini terutama adalah disintegrasi daerah las dan *void*. Waktu kontak las gesek selama 3 menit memberikan cacat yang paling banyak, dan paling sedikit pada pengujian dengan waktu kontak 10 menit. Kualitas hasil pengelasan dipengaruhi oleh variasi waktu kontak logam las gesek.

### UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih atas dukungan finansial dari Kemenristekdikti melalui Program Hibah Kompetensi dan Hibah Penelitian Produk Terapan (PPT) tahun Anggaran 2017.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] M. Fawaid, R. Ismail, Jamari, S. Nugroho, "Karakteristik AISI 304 Sebagai Material Friction Welding" *Prosiding Seminar Nasional Sains dan Teknologi 3*, vo. 1 no. 1, pp. c.29 - c.23, 2012.
- [2] D. A. Tyagita, Y. S. Irawan, W. Suprpto, "Kekuatan puntir dan porositas hasil sambungan sambungan las gesek AlMg-Si dengan variasi chamferdua dan gaya tekan akhir," *Rekayasa Mesin*, vol. 5, no. 1, pp. 69-74, 2014.
- [3] J. M. Topf, P. T. Murray, "Hypomagnesemia and hypermagnesemia," *Rev Endoc Metab Disord.*, vol. 4, pp. 195-206, 2003.
- [4] A. Hermanto, Y. Burhanuddin, I. Sukmana, "Peluang dan Tantangan Aplikasi Baut Tulang Mampu Terdegradasi Berbasis Logam Magnesium," *Dinamika Teknik Mesin*, vol. 6, no. 2, pp. 93-98, Desember 2016.
- [5] Solihin, K. Ummah, I. Sukmana, "Pengaruh Waktu Kontak Gesek Las Magnesium AZ-31 Terhadap Kualitas Sambungan Friction Welding," *Jurnal Energi dan Manufaktur*, in pres.
- [6] H. Kescu, I. Becenen, M. Sahin, "Evaluation of Temperature and Properties at Interface of AISI 1040 Steel Joined by Friction Welding," *Assembly Automation*, vol. 28, pp. 308-316, 2006.



SEMINAR NASIONAL  
ENERGI DAN  
INDUSTRI  
MANUFAKTUR

"Renewable Energy and Green  
Manufacturing Technology  
for Our Better Future"

# Sertifikat

ini diberikan kepada

**Irza Sukmana**

atas partisipasinya pada

**SEMINAR NASIONAL ENERGI DAN INDUSTRI MANUFAKTUR 2017**

sebagai

**PRESENTER**

**In International session**

**Bandar Lampung - Indonesia, 7-8 November 2017**

Dekan

Fakultas Teknik

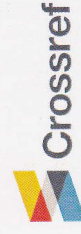
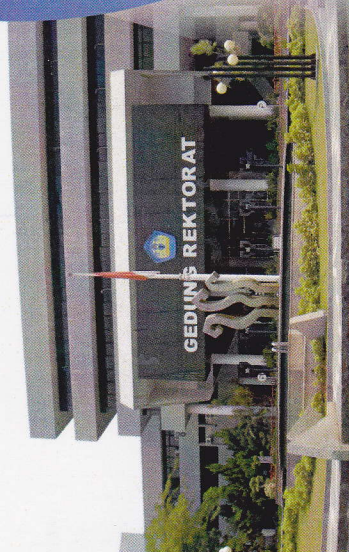
Ketua  
Pelaksana



*Irza Sukmana*  
SINGER

Prof. Dr. Suharno, M.Sc., Ph.D.

Dr. Irza Sukmana



 **TEKNOSAIN**



# *Ilmu dan Teknologi* ***Biomaterial***

***Irza Sukmana, Ph.D.***

ILMU DAN TEKNOLOGI  
**BIOMATERIAL**



**ILMU DAN TEKNOLOGI**  
**BIOMATERIAL**

**Irza Sukmana, Ph.D.**



## Ilmu dan Teknologi BIOMATERIAL

oleh Irza Sukmana, Ph.D.

Hak Cipta © 2017 pada penulis



Ruko Jambusari 7A Yogyakarta 55283

Telp: 0274-889398; Fax: 0274-889057; E-mail: [info@teknosain.com](mailto:info@teknosain.com)

Hak Cipta dilindungi undang-undang. Dilarang memperbanyak atau memindahkan sebagian atau seluruh isi buku ini dalam bentuk apa pun, secara elektronis maupun mekanis, termasuk memfotokopi, merekam, atau dengan teknik perekaman lainnya, tanpa izin tertulis dari penerbit.

Tajuk Entri Utama: Sukmana, Irza

Ilmu dan Teknologi BIOMATERIAL/Irza Sukmana

- Edisi Pertama. Cet. Ke-1. - Yogyakarta: Teknosain, 2017  
viii + 56 hlm.; 25 cm

Bibliografi: 53 - 54

ISBN : 978-602-6326-73-3

E-ISBN : 978-602-6326-74-0

1. ....

I. Judul

.....

Semua informasi tentang buku ini, silahkan scan QR Code di cover belakang buku ini



## KATA PENGANTAR

Pertama-tama penulis mengucapkan *Alhamdulillah Robbil 'alamin*, segala puji dan syukur dipanjatkan kehadirat Allah SWT, atas segala kemudahan dan hidayah ilmu-Nya yang Maha Luas. Penulis menyadari bahwa Buku Ajar Ilmu dan Teknologi Biomaterial ini hanyalah sebagian kecil saja dari luasnya lautan Ilmu-Nya.

Buku Ajar Ilmu dan Teknologi Biomaterial merupakan salah satu bahan ajar utama dalam proses belajar-mengajar untuk Mata Kuliah Biomaterial di Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung. Biomaterial diajarkan baik pada Program Sarjana Strata Satu (S1), dengan Kode Mata Kuliah 612428; maupun pada Program Studi Magister (S2) Teknik Mesin, Kode Mata Kuliah FTM 814228. Kedua mata kuliah Biomaterial tersebut merupakan mata kuliah pilihan yang ditawarkan kepada mahasiswa aktif.

Secara umum, buku ajar ini berisi beberapa materi ini, yaitu: dasar-dasar material teknik, pengertian dan teknologi biomaterial, serta kode etik dan teknik aplikasi material untuk bidan kedokteran dan Biomedik. Buku Ajar ini diharapkan dapat membantu mahasiswa dan juga dosen di dalam proses perkuliahan, agar dapat dicapai hasil belajar yang optimum sesuai standar kompetensi yang ditargetkan.

Penulis mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu penulis dalam merealisasikan buku ajar ini. Kritik dan saran untuk perbaikannya dapat dialamatkan melalui Jurusan Teknik Mesin UNILA,

Jl. Soemantri Brojonegoro No. 1 Bandar Lampung 35145, atau melalui akun e-mail penulis: [irza.sukmana@gmail.com](mailto:irza.sukmana@gmail.com).

Bandar Lampung, 7 Juli 2017

Penulis



## DAFTAR ISI

|                                                 |     |
|-------------------------------------------------|-----|
| KATA PENGANTAR                                  | v   |
| DAFTAR ISI                                      | vii |
| BAB 1 PENDAHULUAN                               | 1   |
| BAB 2 ILMU BAHAN DAN BIOMATERIAL                | 5   |
| 2.1 Material dan Peradaban Manusia              | 5   |
| 2.2 Definisi dan Klasifikasi Bahan Teknik       | 7   |
| 2.3 Biomaterial                                 | 8   |
| BAB 3 SIFAT TEKNIK BIOMATERIAL                  | 11  |
| 3.1 Pendahuluan                                 | 11  |
| 3.2 Sifat Material Solid/Padat                  | 11  |
| 3.2.1 Ikatan Ion                                | 11  |
| 3.2.2 Ikatan Kovalen                            | 12  |
| 3.2.3 Ikatan Logam                              | 13  |
| 3.2.4 Material                                  | 13  |
| 3.2.5 Sifat-sifat Mekanik Biomaterial           | 13  |
| BAB 4 SEL MAMALIA DAN TEKNIK KULTURNYA          | 17  |
| BAB 5 TEKNIK TISU ( <i>TISSUE ENGINEERING</i> ) | 21  |
| BAB 6 BIOMATERIAL BERBAHAN ALAM DAN SINTETIK    | 27  |
| BAB 7 BIOMATERIAL BERBASIS LOGAM                | 31  |
| 7.1 Latar Belakang                              | 31  |
| 7.1.1 Tinjauan masalah                          | 33  |

|                                           |           |
|-------------------------------------------|-----------|
| 7.1.2 Tujuan Penelitian                   | 34        |
| 7.2 Methoda pembuatan sampel              | 34        |
| 7.3 Methoda pengujian                     | 34        |
| 7.3.1 Uji korosi                          | 34        |
| 7.3.2 Scanning Electron Microscope        | 35        |
| 7.4 Hasil dan analisa                     | 35        |
| 7.4.1 SEM dan FESEM gambar                | 35        |
| 7.5 Kesimpulan                            | 37        |
| <b>BAB 8 BIOMATERIAL BERBASIS POLIMER</b> | <b>39</b> |
| 8.1 Latar Belakang                        | 39        |
| 8.2 Metode Pembuatan Sampel               | 40        |
| 9.3 Pengujian                             | 41        |
| 8.4 Hasil Penguji                         | 42        |
| <b>BAB 9 APLIKASI BIOMATERIAL</b>         | <b>47</b> |
| <b>DAFTAR PUSTAKA</b>                     | <b>53</b> |
| <b>GLOSSARIUM</b>                         | <b>55</b> |

# Bab 1

## PENDAHULUAN

Rancangan Pembelajaran Semester dan Satuan Acara Perkuliahan

Mata Kuliah : BIOMATERIAL / MSN 612428

Program Studi : Teknik Mesin, Sarjana (S1)

SKS : 3 sks

Sifat : Pilihan

| Pertemuan Ke | Pokok Bahasan dan TIU                                             | Sub Pokok Bahasan dan TIK                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | Teknik & Media Pembelajaran                     | Tugas & Referensi  |
|--------------|-------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|--------------------|
| I & II       | Kontrak Belajar dan Pengantar Biomaterial Science and Engineering | <p><b>Pokok Bahasan:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Kontrak Perkuliahan</li><li>• Pengantar Biomaterial Sciences and Engineering</li><li>• Dasar-dasar material teknik dan peta jalan Biomaterial</li></ul> <p><b>Tujuan Instruksional Khusus:</b></p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Mahasiswa dapat memahami alasan dan arti pentingnya mempelajari MK Biomaterial.</li><li>• Mahasiswa memahami peta jalan material industri dan biomaterial</li></ul> | Kuliah mimbar dan diskusi<br>Slide, papan tulis | Referensi 1 dan 2. |

| Pertemuan Ke | Pokok Bahasan dan TIU                                   | Sub Pokok Bahasan dan TIK                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | Teknik & Media Pembelajaran                      | Tugas & Referensi            |
|--------------|---------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|------------------------------|
| III & IV     | Karakterisasi Biomaterial                               | <p><b>Pokok Bahasan :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Konsep Dasar Pengujian material teknik dan biomaterial scr khusus</li> <li>Biokompatibilitas material</li> <li>Teriminologi "Forein body"</li> <li>Fenomena sudut kontak air</li> </ul> <p><b>Tujuan Instruksional Khusus:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Mahasiswa sistem dan konsep pengujian material</li> <li>Mahasiswa mampu mendefinisikan biokompatibilitas dan terminologi dasar dalam biomaterial</li> <li>Mahasiswa dapat memberikan tipe dan beberapa contoh aplikasi biomaterial yang telah ada.</li> </ul> | Kuliah mimbar dan diskusi<br>Slide, papan tulis, | Referensi 1, 2, dan 3.       |
| V, VI & VII  | Cells and Tissue Engineering                            | <p><b>Pokok Bahasan :</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Sel mahluk hidup</li> <li>Sel mamalia dan karakteristiknya</li> <li>Pengujian menggunakan sel</li> <li>Teknik Tissue</li> </ul> <p><b>Tujuan Instruksional Khusus:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Mahasiswa memahami dan mampu menjelaskan karakteristik sel mahluk hidup</li> <li>Mahasiswa mampu menggambarkan atribut dan fungsi organ sel mamalia</li> <li>Mahasiswa menjelaskan proses dan konsep kultur sel mamalia</li> <li>Mahasiswa mampu menjelaskan fungsi dan model teknik tisu</li> </ul>                  | Kuliah mimbar dan diskusi<br>Slide, papan tulis  | Referensi 1, 2, dan 3.       |
| VIII         | Ujian tengah Semester                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |                                                  |                              |
| IX & X       | Aplikasi Biomaterial Logam (Metallic-based biomaterial) | <p><b>Pokok Bahasan:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Jenis-jenis logam untuk aplikasi biomaterial</li> <li>Teknik produksi dan karakterisasi logam biomaterial</li> <li>Aplikasi biomaterial logam yg tidak dan mampu terdegradasi</li> </ul> <p><b>Tujuan Instruksional Khusus:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Mahasiswa mampu menjelaskan jenis dan karakteristik logam untuk aplikasi biomaterial</li> </ul>                                                                                                                                                               | Kuliah mimbar<br>Slide, papan tulis              | Referensi 1, 2, 3, 4, dan 5. |

| Pertemuan Ke | Pokok Bahasan dan TIU                                      | Sub Pokok Bahasan dan TIK                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | Teknik & Media Pembelajaran                            | Tugas & Referensi            |
|--------------|------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|------------------------------|
|              |                                                            | <ul style="list-style-type: none"> <li>Mahasiswa mampu menjelaskan berbagai teknik produksi logam untuk aplikasi biomaterial</li> <li>Reviu artikel berbagai aplikasi implan biomaterial logam</li> </ul>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |                                                        |                              |
| XI & XII     | Aplikasi Biomaterial Polimer (Polymeric-based biomaterial) | <p><b>Pokok Bahasan:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Jenis-jenis polimer untuk aplikasi biomaterial</li> <li>Teknik produksi dan karakterisasi polimer biomaterial</li> <li>Aplikasi biomaterial polimer yg tidak dan mampu terdegradasi</li> </ul> <p><b>Tujuan Instruksional Khusus:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Mahasiswa mampu menjelaskan jenis dan karakteristik polimer untuk aplikasi biomaterial</li> <li>Mahasiswa mampu menjelaskan berbagai teknik produksi polimer untuk aplikasi biomaterial</li> <li>Reviu artikel ilmiah aplikasi2 implan biomaterial polimer</li> </ul>                                                               | Kuliah mimbar<br>Slide, papan tulis, Tugas terstruktur | Referensi 1, 2, 3, 4, dan 5. |
| XIII & XIV   | Aplikasi Biomaterial Keramik dan Komposit                  | <p><b>Pokok Bahasan:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Jenis-jenis keramik dan komposit untuk aplikasi biomaterial</li> <li>Teknik produksi dan karakterisasi komposit dan keramik biomaterial</li> <li>Aplikasi biomaterial keramik dan komposit</li> </ul> <p><b>Tujuan Instruksional Khusus:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Mahasiswa mampu menjelaskan jenis dan karakteristik keramik dan komposit untuk aplikasi biomaterial</li> <li>Mahasiswa mampu menjelaskan berbagai teknik produksi keramik dan komposit untuk aplikasi implan biomaterial</li> <li>Reviu artikel ilmiah aplikasi2 implan biomaterial berbasis komposit dan keramik</li> </ul> | Kuliah mimbar<br>Slide, papan tulis.                   | Referensi 1, 2, 3, 4, dan 5. |

| Pertemuan Ke | Pokok Bahasan dan TIU | Sub Pokok Bahasan dan TIK                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | Teknik & Media Pembelajaran          | Tugas & Referensi                 |
|--------------|-----------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------|
| XV & XVI     | Aplikasi Biomaterial  | <p><b>Pokok Bahasan:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Berbagai kasus dan aplikasi biomaterial di daerah Lampung</li> <li>• Teknik implantasi biomaterial yang telah diaplikasikan di RS/klinik di Bandar Lampung</li> <li>• Kasus kegagalan implan biomaterial</li> </ul> <p><b>Tujuan Instruksional Khusus:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Mahasiswa memahami berbagai teknik dan aplikasi biomaterial di yang telah diimplementasikan</li> <li>• Mahasiswa mampu mengambil data riil mengenai berbagai aplikasi biomaterial di RS lokal</li> <li>• Mahasiswa memiliki kepekaan potensi pengembangan biomateril</li> </ul> | Kuliah mimbar<br>Slide, papan tulis. | Referensi 1, 2, 3, 4, 5, 6, dan 7 |
| XVII         | Ujian Akhir Semester  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |                                      |                                   |

## REFERENSI

1. Irza Sukmana, 2016, Modul Pengajaran: Biomaterial, Material untuk Aplikasi Biomedik, Program Paska Sarjana Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Univesitas Lampung, Bandar Lampung, Indonesia.
2. Irza Sukmana, 2017, Ilmu dan Teknologi Biomaterial (Draft Buku Ajar), Lembaga Penelitian dan Pengabdian Masyarakat, Universitas Lampung, Bandar Lampung, Indonesia.
3. B.D. Ratner et al., 2004, Biomaterial Science, 2<sup>nd</sup> Edition, Elsevier Academic Press, San Diego, California, USA
4. J.P. Fisher et al., 2006, Tissue Engineering, 1<sup>st</sup> Edition, CRC Press Taylor Francais, Boca Raton, Florida, USA.
5. Hench,L.L., Jones,J.R., Biomaterials, artificial organs and tissue engineering, Cambridge, Woodhead Publishing, 2005, ISBN: 1-8557-3737-X.
6. Jones,J.R., Hench,L.L., Biomaterials: bioceramics, In: Webster,J.G., editor, Encyclopedia of medical devices and instrumentation, Hoboken, Wiley, 2006, Pages: 283 - 296, ISBN: 0-4700-4066-1.
7. Artikel-artikel Biomaterials terkini.

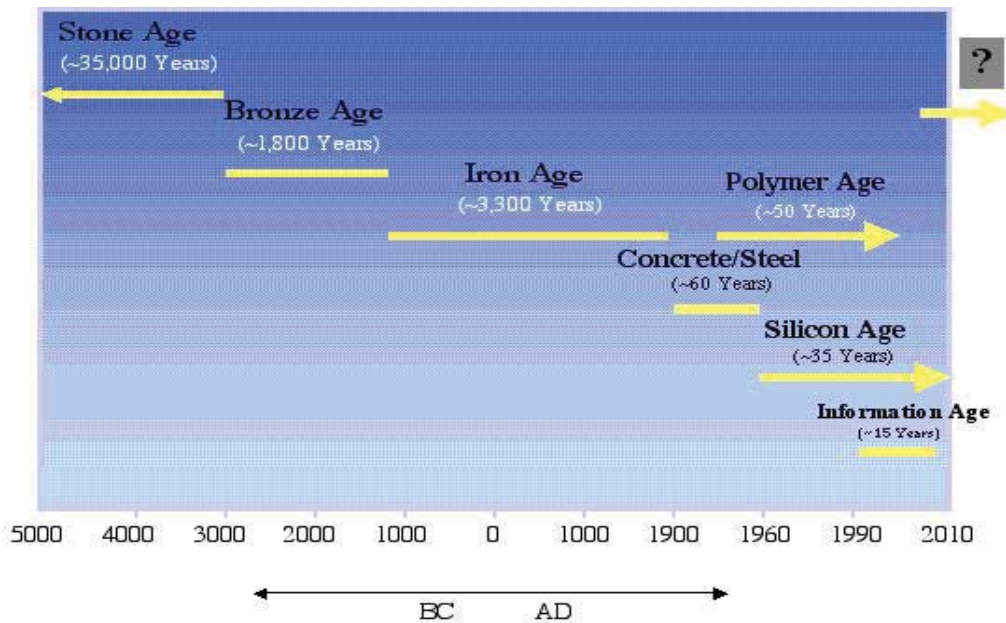
## Bab 2

# ILMU BAHAN DAN BIOMATERIAL

### 2.1 MATERIAL DAN PERADABAN MANUSIA

**M**aterial atau bahan mungkin telah lebih menyatu dalam budaya dan peradaban manusia bila dibandingkan dari apa yang manusia sadari, sekalipun. Sebagai contoh, bahan telah banyak digunakan dalam berbagai sector kehidupan manusia, termasuk: transportasi, perumahan, pakaian, komunikasi, sarana rekreasi, dan bahkan berbagai produk-produk pengolah dan penyajian makanan. Bahan telah ada dan hadir dalam hampir setiap segmen kehidupan sehari-hari manusia.

Secara historis, ilmu dan produk material/bahan teknik juga berperan dan bahkan memperngaruhi banyak sektor kehidupan, perkembangan dan kemajuan peradaban masyarakat. Hal ini dapat dilihat dari bagaimana para pakar ilmiah telah memberi nama perkembangan zaman dan fase budaya manusia berdasarkan kemampuan masyarakatnya untuk menghasilkan dan memanipulasi bahan untuk kebutuhan mereka. Sebagai contoh, kita mengenal beberapa nama zaman peradaban sebagai berikut: Zaman Batu (Stone Age), Zaman Perunggu (Bronze Age), Zaman Besi (Ferrous Age), dan sebagainya. Fase peradaban manusia tersebut adalah sebagaimana ilustrasi pada Gambar 1.1.



**Gambar 2.1** Perkembangan Peradaban Manusia Berdasarkan Inovasi Bahan

Pada awal peradabannya, manusia hanya memiliki akses ke sejumlah kecil dan terbatas bahan, terutama bahan alam yang dapat ditemukan secara alami, seperti: batu, kayu, tanah liat, kulit dan tulang hewan, dan sebagainya. Oleh karenanya, pada saat mereka menemukan berbagai teknik produksi sederhana untuk menghasilkan bahan, umumnya adalah bahan-bahan alami tersebut, seperti: gerabah atau tembikar, batu api, pemukul dari tulang hewan, dan sebagainya.

Pada fase peradaban selanjutnya, manusia mulai mampu menemukan bahwa material teknik dapat berasal dari bahan dasar (*raw material*), dimana sifat-sifatnya dapat diubah oleh panas dan perlakuan kimiawi tertentu. Pada fase ini, pemanfaatan bahan tambang maupun paduannya dengan unsur kimia lain mulai dapat diaplikasikan. Para ilmuwan pada masa tersebut mulai memahami hubungan antara unsur dan struktur bahan yang dapat mempengaruhi sifat fisik dan mekanik bahan. Hal tersebut, mendorong berbagai inovasi bahan teknik untuk dapat digunakan pada berbagai aplikasi yang lebih luas.

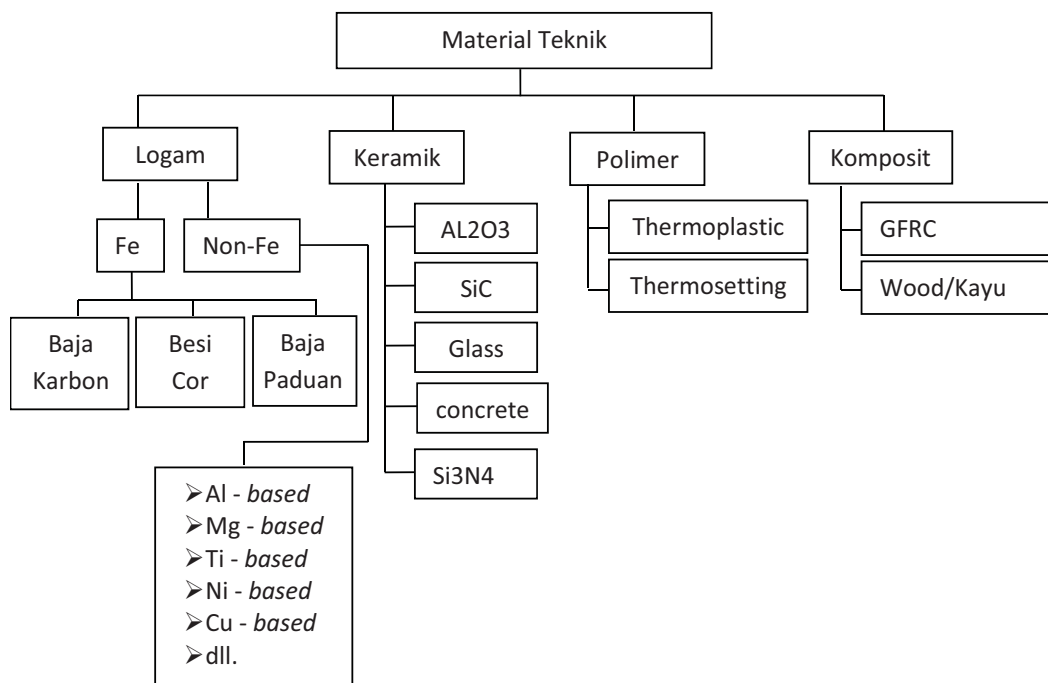
Pengetahuan mengenai bahan teknik tersebut, telah memotivasi berbagai lompatan inovasi pada sekitar 100 tahun terakhir ini, sehingga bahan-bahan teknik telah diaplikasikan bukan hanya untuk bidang keteknikan,

namun bahkan untuk kesehatan dan kecantikan (*healt, fashion and beauty*). Hingga kini, puluhan ribu bahkan jutaan jenis bahan yang berbeda-beda dan unik sifatnya telah berkembang luas di masyarakat untuk memenuhi kebutuhan masyarakat modern yang semakin kompleks.

## 2.2 DEFINISI DAN KLASIFIKASI BAHAN TEKNIK

Material secara definisi umum adalah suatu zat atau bahan yang dapat dipergunakan untuk membuat suatu barang atau produk-produk teknik yang memiliki fungsi dan aplikasi penggunaan tertentu. Dalam Bahasa Indonesia, kata “material” dikenal sebagai “bahan”, sehingga kata “Engineering Material” dalam Bahasa Indonesia merupakan bahan teknik.

Material umum berasal dari bahan dasar atau bahan mentah, dan dibangun oleh atom dan unsur penyusunnya yang mengikuti kaidah-kaidah hukum dan ikatan kimia. Secara bentuk fisiknya, material dapat dibagi menjadi: material cair, padat, uap, dan gas. Material padat (*solid materials*) dapat dikelompokkan menjadi empat bagian, yaitu: logam, keramik, polimer, dan komposit, sebagaimana Gambar 1.2.



**Gambar 2.2** Klasifikasi Umum Bahan Teknik

## 2.3 BIOMATERIAL

Biomaterial merupakan suatu bahan atau paduan bahan yang berasal dari alam atau sintesis yang digunakan untuk kontak dengan tubuh manusia yang berfungsi untuk memperbaiki tubuh manusia. Biomaterial merupakan cabang ilmu yang luas cakupannya dan menarik dalam beberapa tahun terakhir, meliputi aspek kedokteran, biologi, kimia dan ilmu material. Dalam aplikasi medis biomaterial diintegrasikan dalam perangkat atau implant sehingga secara biologis tubuh akan lebih cepat memberikan respon terhadap implant tersebut berupa penolakan atau penerimaan terhadap implant yang di pasangkan.

Biomaterial adalah ilmu fisik dan biologi dan interaksi mereka dengan lingkungan biologis. Perkembangan yang paling intens adalah penelitian pada biomaterial sintesis, optimasi, karakterisasi, pengujian dan interaksi biologi. Biokompatibilitas adalah kemampuan suatu bahan untuk melakukan dengan respon host yang sesuai dalam aplikasi tertentu/spesifik (Williams, 1987).

Konsep biocompatibility telah diperpanjang baru-baru ini dalam pendekatan luas yang disebut “rekayasa jaringan” di mana in-vitro dan in-vivo proses patofisiologis yang dimanfaatkan dengan hati-hati dalam memilih sel, bahan, dan metabolisme dan kondisi biomekanik untuk menumbuhkan jaringan fungsional. Contoh aplikasi biomaterial sebagai implant pada tubuh manusia pada Tabel 2.1.

**Tabel 2.1** Beberapa contoh aplikasi biomaterial

| Application                       | Types of materials                                     |
|-----------------------------------|--------------------------------------------------------|
| Skeletal system                   | Titanium, Ti-Al-V alloy, stainless steel, polyethylene |
| Joint replacements (hip, knee)    | Stainless steel, cobalt-chromium alloy                 |
| Bone plate for fracture fixation  | Poly(methyl methacrylate)                              |
| Bone cement                       | Hydroxylapatite                                        |
| Bony defect repair                | Teflon, Dacron                                         |
| Artificial tendon and ligament    |                                                        |
| Dental implant for tooth fixation | Titanium, Ti-Al-V alloy, stainless steel, polyethylene |
|                                   | Titanium, alumina, calcium phosphate                   |

|                                   |                                                      |
|-----------------------------------|------------------------------------------------------|
| Cardiovascular system             |                                                      |
| Blood vessel prosthesis           | Dacron, Teflon, polyurethane                         |
| Heart valve                       | Reprocessed tissue, stainless steel, carbon          |
|                                   | Silicone rubber, Teflon, polyurethane                |
| Catheter                          |                                                      |
|                                   | Polyurethane                                         |
| Organs                            | Silicone-collagen composite                          |
| Artificial heart                  | Cellulose, polyacrylonitrile                         |
| Skin repair template              |                                                      |
| Artificial kidney (hermodialyzer) | Silicone rubber                                      |
| Heart-lung machine                |                                                      |
| Senses                            | Platinum electrodes                                  |
| Cochlear replacement              | Poly(methyl methacrylate), silicone rubber, hydrogel |
| Intraocular lens                  | Silicone-acrylate, hydrogel                          |
| Contact lens                      | Collagen, hydrogel                                   |
| Corneal bandage                   |                                                      |

-oo0oo-



## Bab 3

# SIFAT TEKNIK BIOMATERIAL

### 3.1 PENDAHULUAN

Sifat-sifat biomaterial padat (*bulk properties of biomaterials*) yang digunakan untuk implant medis telah terbukti secara langsung mempengaruhi dan dalam beberapa kasus, mengontrol interaksi secara dinamis pada antarmuka jaringan dengan implant. Interaksi ini termasuk dalam konsep kompatibilitas, yang harus dipandang sebagai satu proses antara bahan yang ditanamkan dan lingkungan sekitarnya yang sedang berlangsung sepanjang masa *in-vivo* dari perangkat tersebut.

Karakteristik ini harus diketahui sebelum aplikasi medis, tetapi juga harus diketahui perubahan yang mungkin terjadi dari waktu ke waktu dari *in-vivo*. Yaitu perubahan dengan harus diantisipasi sejak awal dalam melakukan seleksi biomaterial dan atau desain perangkatnya.

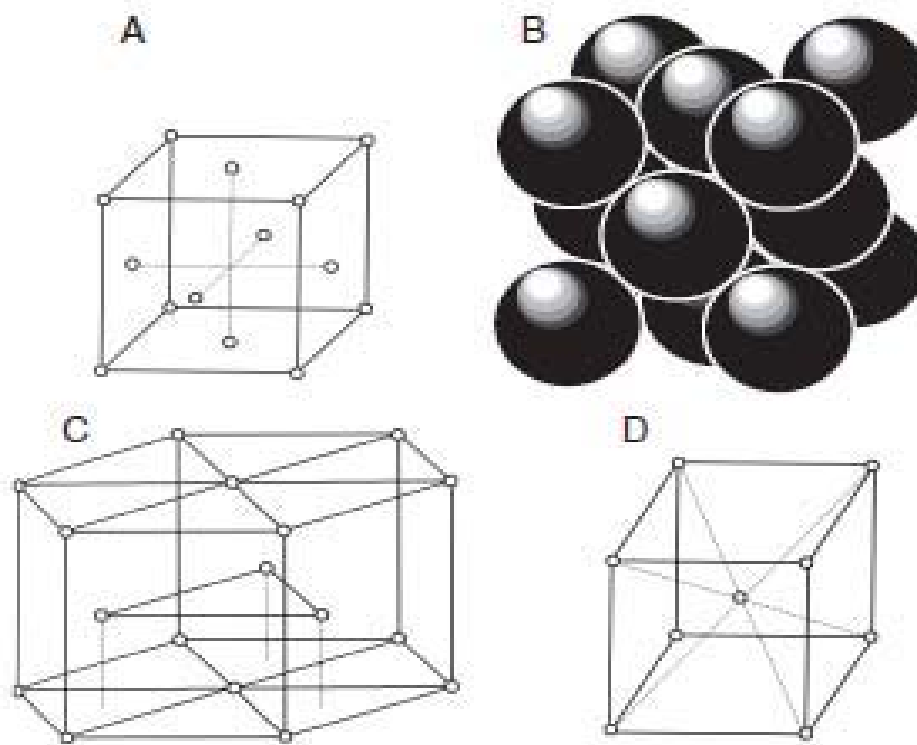
### 3.2 SIFAT MATERIAL SOLID/PADAT

Pada benda dalam kondisi solid tergantung pada sifat dan kekuatan ikatan interatomik. Menurut teori klasik ada tiga jenis kuat atau primer obligasi interatomik: ionik, kovalen, dan logam.

#### 3.2.1 Ikatan Ion

Dalam ikatan ion, elektron donor (logam) atom mentransfer satu atau lebih elektron penerima elektron (non logam) atom. Dua atom kemudian

menjadikan (misalnya, logam) dan anion (misalnya, bukan logam), yang sangat tertarik dengan efek elektrostatis atau Coulomb. Atraksi ini kation dan anion merupakan ikatan ion (Hummel, 1997). Dalam padatan ionik terdiri dari banyak ion, ion diatur sehingga setiap kation dikelilingi oleh banyak anion mungkin untuk mengurangi tolakan bersama yang kuat kation. packing ini semakin mengurangi energi secara keseluruhan dari perakitan dan mengarah ke pengaturan yang sangat memerintahkan disebut struktur kristal (Gambar 2.1).



Gambar 2.1. ....

### 3.2.2 Ikatan Kovalen

Unsur yang berada pada diantara logam dan non logam seperti silikon, mempunyai atom dengan empat electron valensi sehingga mempunyai kecenderungan yang sama untuk menyumbang ataupun menerima electron sehingga memiliki kecenderungan mempunyai ikatan ion yang tidak stabil atau kuat.

Sebaliknya electron yang membentuk ikatan yang stabil harus membagi rata electron valensi nya. Contohnya karbon.

### 3.2.3 Ikatan Logam

Ikatan logam merupakan ikatan antar atom yang paling kuat, dimana atom logam mempunyai donor electron yang kuat bila dibandingkan dengan ikatan ionic maupun ikatan kovalen.

### 3.2.4 Material

#### 1. Logam

*Metallic based* material memiliki ikatan atom berupa ikatan logam. Hampir 85% terdiri dari logam yang memiliki struktur Kristal *HCP* (*Hexagonal closed packed*) sehingga memiliki densitas atom yang kuat.

#### 2. Keramik

Biomaterial keramik umumnya mempunyai ikatan ion atom kovalen, contohnya  $Al_2O_3$  (*Aluminium Oxide*) merupakan jenis keramik yang digunakan untuk aplikasi *orthopedic\_implant*.

Sebagian material keramik dapat dicairkan dan selama proses pendinginan tidak membentuk stuktur Kristal (Non Kristal keramik) seperti pada *Glass-Ceramic*.

#### 3. Polymer

Polimer umumnya merupakan ikatan – ikatan atom-atom karbon (C) yang membentuk ikatan rantai lurus. Berdasarkan bentuk/organisasi rantai karbon tersebut dapat dibagi 2 (dua) ;

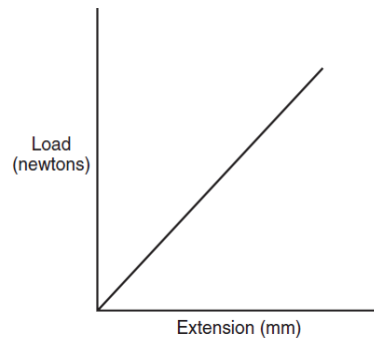
- a. Rantai dasar yang sedikit cabangnya atau tanpa cabang contohnya *thermoplastic*
- b. Polimer dengan rantai sisi yang banyak contohnya *thermoset*.

*Thermoplastic* polimer secara umum memiliki kekuatan tarik dan temperatur yang lebih rendah disbanding *thermoset* polimer.

### 3.2.5 Sifat-sifat Mekanik Biomaterial

#### a. Sifat elastic bahan

Merupakan daerah uji tarik yang memiliki proporsional pertambahan panjang terhadap beban yang diberikan.

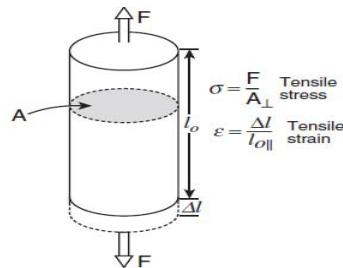


dimana:

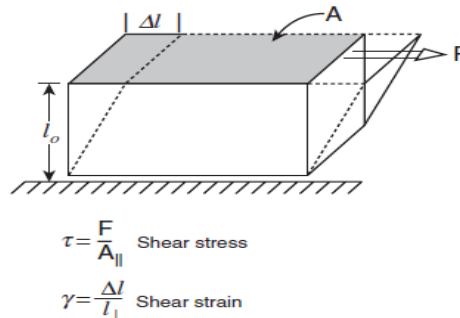
$$\tan \alpha = \frac{\Delta F}{\Delta l}$$

b. Tegangan dan regangan

Pertambahan panjang yang bersifat *non-elastis* (tetap) pada bahan bervariasi tergantung dimensi bahan.



c. Tegangan Geser/Shear stress



d. Konstanta Elastisitas.

Konstanta elastisitas dihitung berdasarkan Hukum Hooke sebagai berikut;

$\sigma = E \cdot \epsilon$  ; Elastisitas untuk kasus uji tarik.

$\tau = G \cdot \gamma$  ; Elastisitas untuk kasus uji Geser.

Untuk E dan G adalah konstanta yang mempunyai sifat Bulk Material. E dikenal dengan modulus Elastisitas/Modulus Young.

Berikut Tabel Sifat Mekanis Beberapa material Implant

**Tabel 3.1** Sifat Mekanik Berbagai Bahan Teknik

|                                | Elastic modulus (GPa) | Yield strength (MPa)   | Tensile strength (MPa)  | Elongation to failure (%) |
|--------------------------------|-----------------------|------------------------|-------------------------|---------------------------|
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> | 350                   | –                      | 1000 to 10,000          | 0                         |
| CoCr Alloy <sup>a</sup>        | 225                   | 525                    | 735                     | 10                        |
| 316 S.S. <sup>b</sup>          | 210                   | 240 (800) <sup>c</sup> | 600 (1000) <sup>c</sup> | 55 (20) <sup>c</sup>      |
| Ti-6Al-4V                      | 120                   | 830                    | 900                     | 18                        |
| Bone (cortical)                | 15 to 30              | 30 to 70               | 70 to 150               | 0 - 8                     |
| PMMA                           | 3.0                   | –                      | 35 to 50                | 0.5                       |
| Polyethylene <sup>d</sup>      | 0.6 - 1.8             | –                      | 23 to 40                | 200 - 400                 |
| Cartilage                      | <i>e</i>              | –                      | 7 to 15                 | 20                        |

-oo0oo-



## Bab 4

# SEL MAMALIA DAN TEKNIK KULTURNYA

Dalam aplikasi material teknik secara umum, maka sifat mekanik dari material solid adalah kekuatan tarik, Modulus Elastisitas, ketahanan impact dan beban dinamik akan lebih dominan disbanding tujuan secara fisik dan kimiawi di daerah permukaan bahan. Namun dalam aplikasi material teknik untuk biologi (Biomaterial) maka sifat permukaan akan memegang peran utama dalam aplikasi. Maka sifat ini disebut dengan Biokompabilitas.

Sebagaimana tujuan ilmu biomaterial untuk mendesain material yang mampu diaplikasikan dalam tubuh biologi (manusia dan hewan) bahkan material tersebut mampu berinteraksi secara aktif (bioactive) dan atau mengontrol sel biologi agar member respon positif untuk perbaikan (*repair*), pengembalian (*restore*), dan penggantian (*Replace*) bagian biologi yang rusak.

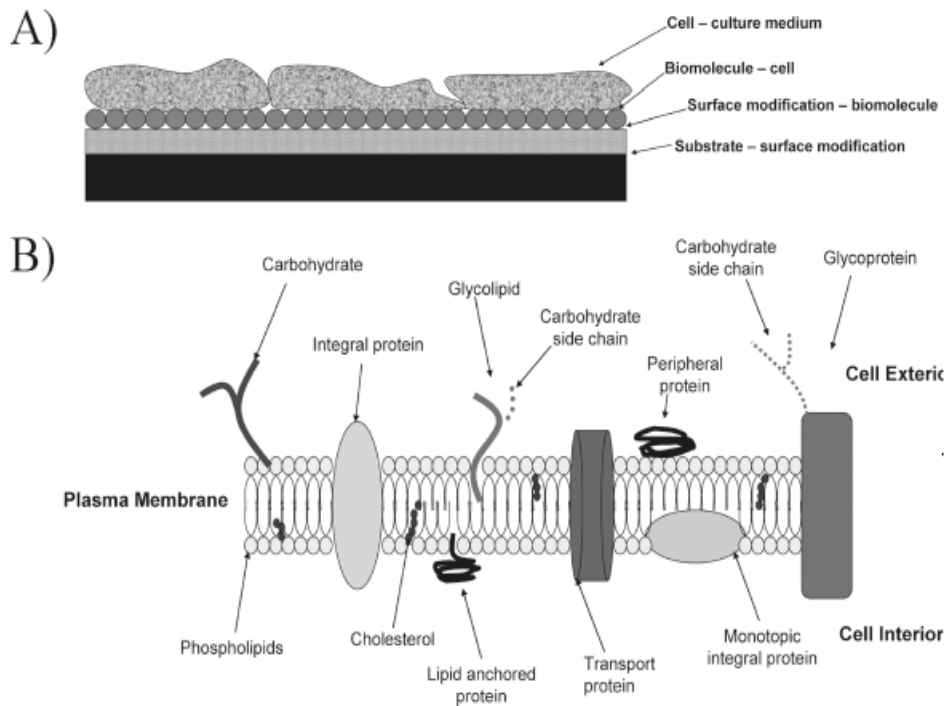
Berbagai studi telah dilakukan dengan bagaimana (*how*) sel berinteraksi dengan material luar yang di implant ke dalam tubuh (*Biomaterial implant*).

Sebelum mendefinisikan potensi interaksi sel biologi dengan biomaterial, maka umumnya material implant di uji tingkat “kesukaannya” (*hydrophilicity*) dan atau “ketidaksukaan” (*hydrophobiality*) terhadap air. Hal ini disebabkan prinsipnya sel biologi melakukan proses metabolisme tergantung pada air.

Dalam interaksi, sel biologi dengan biomaterial maka derajat kesukaan air akan menentukan tingkat potensi melekatnya sel biologi pada biomaterial (*cell attachment/cell adhesion*)

Pada proses adhesi atau *attachment* sel terhadap biomaterial terdapat paling tidak melalui 3 (tiga) macam protein yang ada di membran sel, yaitu;

1. Integral protein, protein yang besarnya menembus dua muka membrane sel.
2. *Lipid anchorage* protein atau permukaan dan permak untu mengikat badan sel ke permukaan biomaterial.
3. *Pheripheral protein*.



**Gambar 4.1** .....

#### A. Interaksi Sel

Interaksi sel dengan permukaan serta antar molekul dibedakan atas 2 (dua);

##### 1. Interaksi Fisik

Interaksi fisik mengikuti hukum fisika atau *coulomb interaksi* dengan rumus;

$$w(r) = \frac{1}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \frac{q_1q_2}{r}$$

Dimana;

$W(r)$  ; tingkat interaksi

$q_1$  &  $q_2$  ; tingkat charging antara dua material (sel dan biomaterial)

$r$  ; Jarak (mm)

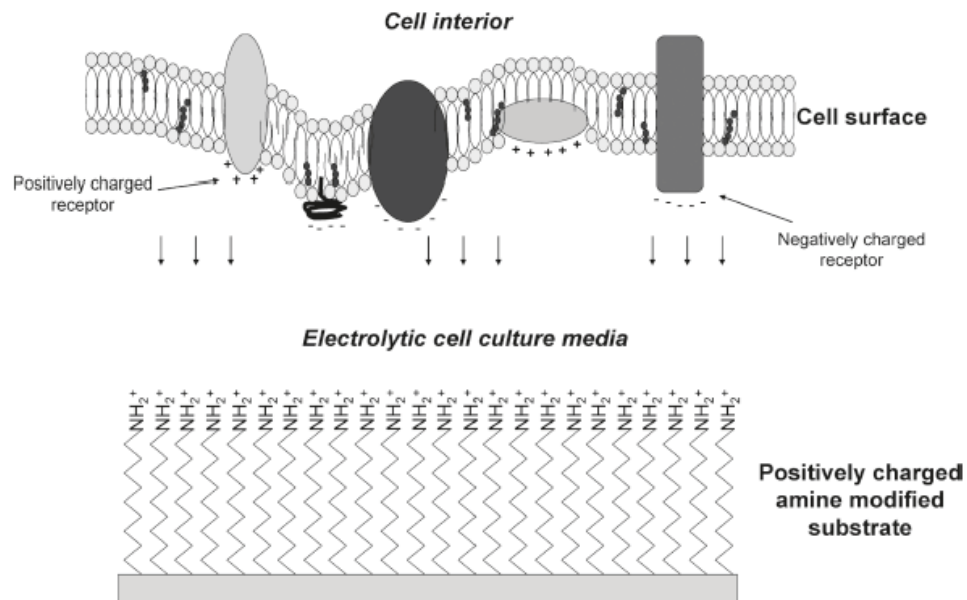
$\epsilon$  ; permitivitas listrik di media

$\epsilon_0$  ; permitivitas listrik di daerah tanpa medium.

Dalam hal charging 2 material memiliki kesamaan polaritas (dua-duanya positif atau dua-duanya negative) maka potensi interaksi baik (positif)  
Bila kedua charging nya memiliki polaritas berbeda maka interaksinya negative/sulit.

## 2. Interaksi Kimia

Pakar kimia juga berperan dalam merancang tipe polaritas dipermukaan biomaterial seperti peningkatan group *amine* ( $\text{NH}_2^+$ ) dan *carboxyl* group ( $\text{COOH}^-$ ). Permukaan yang luas membrane sel sendiri memiliki potensi untuk berpolaritas (+) atau (-) tergantung protein di luar permukaannya.



**Gambar 4.2** Interaksi sel secara kimiawi

Oleh karena itu sering ditemui di literature biomaterial, ada biomaterial yang dilapisi dengan bahan aktif (*bioactive*) seperti biomaterial dilapisi

HA (*hidroxyapatite*) untuk aplikasi di tulang, karena HA merupakan bahan aktif pada tulang.

Berikut tabel modifikasi permukaan Biomaterial

| <b>phenotype</b>                                                                             | <b>CCDBD</b> | <b>HBD</b> | <b>GBD</b> | <b>ref</b> |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|--------------|------------|------------|------------|
| human bone                                                                                   | +            | +          | –          | 61         |
| bovine corneal epithelial                                                                    | +            | –          | –          | 61         |
| endothelial                                                                                  | +            | +          | n/a        | 65         |
| osteocarcinoma                                                                               | +            | +          | n/a        | 64         |
| monocyte                                                                                     | n/a          | n/a        | +          | 66         |
| <sup>d</sup> n/a = not available because the domain of Fn in the literature was not studied. |              |            |            |            |

-oo0oo-

## Bab 5

# TEKNIK TISU (*TISSUE ENGINEERING*)

TE (*Tissue Engineering*) dapat di definisikan sebagai bidang ilmu yang interdisiplin (teknik, ilmu murni/IPA, dan Kedokteran) untuk mengembangkan biomaterial dan atau system implantasi material ke dalam tubuh pasien agar didapatkan perbaikan (*repair*), penggantian (*replace*), atau pengembalian (*restore*) fungsi tissue atau organ tubuh lain.

Contohnya dalam hal jaringan tulang yang rusak, seperti pada kasus Osteoporosis, kanker tulang dll, maka terdapat beberapa alternative untuk penyembuhan dengan cara;

1. Pendekatan medis melalui pemberian obat-obatan dari luar agar jaringan/organ tubuh yang rusak dapat ber-*regenerasi* secara natural.
2. Bahan implant diperlukan bila alternative penyembuhan alamiah dirasa tidak cukup/fit dimana bahan implant/biomaterial tersebut dapat bersifat pengganti atau penopang (*support*) terhadap bagian tubuh yang rusak.

Contohnya pada *Bone DCP (Dynamic Compression Plate)* adalah logam penopang untuk menopang tulang yang rusak/patah.

3. *Injectable Bone Material* yaitu dengan mengimplant/menyuntikan bahan pengganti tulang (biasanya dalam bentuk pasta *hydroxyapatite* (HA) ke daerah jaringan tulang yang rusak.

Sel dalam kondisi normal cenderung untuk menempel/*attach* pada biomaterial/berinteraksi dengan protein di permukaan material. Sel biologis dapat dibedakan menjadi 2 bagian yang besar yaitu sel tumbuhan dan sel mamalia.

Sel manusia memiliki karakteristik ;

1. Level I ; human body.
2. Level II ; system atau gabungan antara organ tubuh dan tissue atau beberapa organ.
3. Level III ; organ tubuh atau system tertentu yang terdiri dari sel dan tissue yang memiliki tugas/fungsi tertentu.
4. Level IV ; tissue (Jaringan) terdiri dari *extra celluler matrix* (daerah disekitar sel yang diperlakukan untuk tubuh kembang sel) dan sel sendiri.
5. Level V ; sel manusia dengan dimensi  $\pm 10-70\mu\text{m}$ . terdapat lebih dari 200 jenis sel dalam tubuh orang.
6. Level VI ; micromokuler atau chemical. Contohnya DNA, RNA dsb

Normal sel akan memiliki beberapa atribut atau sifat;

1. Mampu memproteksi dari lingkungan (melalui seleksi protein/kandungan air dan kimia yang keluar masuk membrane).
2. *Self replication* (Replikasi sendiri).
3. Akusisi Nutrisi.
4. *Movement*.
5. Komunikasi.
6. Mendegradasikan dan *renew*/menstabilisasi matriks/protein di lingkungan sekitar termasuk permukaan biomaterial.
7. *Energy Generation* (menyiapkan energy melalui *mitokondria*).

Dalam implementasi dan implantasi biomaterial, diperlukan berbagai konsep dasar ilmu pengetahuan dibidang *tissue engineering* untuk keberhasilan proses penyembuhan pasien. Konsep dasar pengetahuan tersebut diantara;

1. Konsep sel biologi  
Sel manusia/biologi secara teori dapat definisikan sebagai unit terkecil yang hidup mandiri dari bagian tubuh makhluk hidup.

Aktifitas utama sel biologi terdiri dari;

- a. Melakukan proses reproduksi (*self reproduction, replication*)
- b. Menyerap protein dan nutrisi serta melakukan proses untuk menghasilkan energy dan supley protein ke seluruh bagian/unit/organ, agar kelangsungan aktifitas bio-chemistry tetap.
- c. Melakukan komunikasi dan organisasi dengan sel-sel lain untuk menghasilkan sebuah fungsi biologi yang dibutuhkan oleh organ/organisme.

Secara bentuk sel biologi dibagi ;

- a. *Pro-karyotic cell*;
- b. *Eukaryotic*

## 2. Kultur Sel biologi

Untuk proses pengujian biokompabilitas suatu material dan untuk kebutuhan penyembuhan pasien, dilakukan proses biopsy atau pengembalian jaringan/sel dari tubuh pasien agar dapat diekstraksi jenis sel tertentu agar dapat di kultur lebih lanjut.

## 3. Proses transplantasi

Proses implementasi penanaman biomaterial dengan atau tanpa sel dari pasien yang bersangkutan.

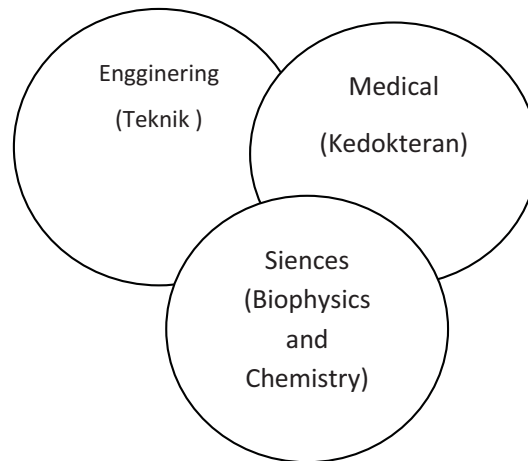
## 4. Evaluasi

Hasil implementasi biomaterial di tubuh manusia dapat dibagi menjadi 2 yaitu;

- a. Bila terjadi penolakan (*rejection*) terhadap biomaterial yang di implant, maka dalam jangka waktu sekitar 1 bulan dapat terjadi *implantary* atau infeksi di area tertentu terutama di daerah *interface* antara permukaan biomaterial dan *tissue/cell*
- b. Bila tidak terjadi *rejection* dalam waktu 1 (satu) minggu maka kemungkinan besar implant tersebut sukses sehingga akan dapat menyembuhkan luka/masalah pasien.

Dalam aplikasi material untuk bidang biomedik, maka terdapat bidang kompetensi ilmu lain yang menjembatani antara material lain *science a engineering expert* dan *medial expert*, yaitu *tissue engineering expert*

Bidang kajian *tissue engineering* menunjukkan gabungan antara 3 disiplin ilmu yaitu sebagaimana bagan berikut ini :



Sehingga TE dapat didefinisikan sebagai bidang ilmu yang interdisiplin (teknik, ilmu, murni/IPA. Dan kedokteran) untuk mendvelop biomaterial, dan atau sistem implantasi material kedalam tubuh pasien agar didapatkan perbaikan (*repair*), penggantian (*replace*) atau pengambilan (*restore*) fungsi tissue atau organ tubuh yang rusak.

#### Contoh :

Dalam hal jaringan tulang yang rusak, seperti pada kasus osteoporosis, kanker tulang akut, kerusakan tulang karena kecelakaan dan sebagainya. Maka terdapat beberapa alternatif penyembuhan.

Pendekatan medis melalui pemberian obat-obatan dari luar agar jaringan organ tubuh yang rusak dapat beregenerasi secara natural.

Bahan implant diperlukan bila alternatif penyembuhan alamiah dirasa tidak cukup / fit. Dimana bahan implan biomaterial tersebut dapat bersifat pengganti atau penopang (*support*) terhadap bagian tubuh yang rusak.

Bone DCP (*Dynamic Compression Plate*) adalah logam penopang untuk menopangnya untuk mensupport agar jaringan tulang yang rusak dapat beregenerasi sesuai dimensi dan struktural awal. Mengimplan / menunjukkan bahan pengganti tulang (biasanya dalam bentuk pasta *hydroxyapaside* / (HA) ke daftar jaringan tulang yang rusak.

### Sel normal dan sel sakit

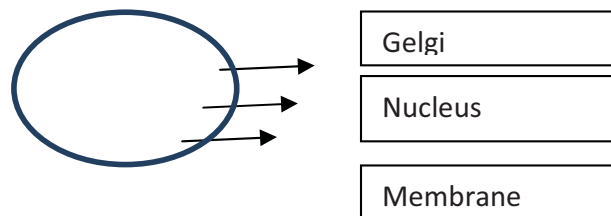
Normal sel akan cenderung untuk attach/ menempel pada biomaterial (dalam bahan khususnya, berinteraksi dengan probudi permukaan material

### Intermediasi sel dengan surface

Sel biologi secara garis besar dapat dibagi menjadi 2 kelas besar yaitu :

- Sel tambahan, dan
- Sel mammalia (termasuk manusia) (hewan)

Sel manusia memiliki karakteristik sebagaimana gambar berikut :



Sel merupakan level kelima dalam sistem tubuh manusia :

- Level 1 : Human body (keseluruhan tubuh beserta organ dan sel
- Level 2 : Sistem atau gabungan antara organ tubuh dan tissu atau beberapa organ, seperti sistem pencernaan (mulut, tenggorokan, usus besar, hati usus kecil, dsb). Sistem kardious vascular (pembuluh darah dan jantung).
- Level 3 : organ tubuh atau sistem tertentu yang terdiri dari sel dan tissue yang memiliki tugas/ fungsi spesifik  
Contoh : Mata, jantung, tulang, dsb.
- Level 4 : Tissue (jaringan), terdiri dari extra cellular matrix didaerah disekitar sel yang diperlukan untuk tumbuh kembang dan sel sendiri
- Level 5 : Sel manusia dimensi  $\pm 10 - 20$  mm terdapat lebih dari 200 sel jenis dalam tubuh orang dewasa (contoh endhotoliat untuk pembuluh darah cordiomnyocik untuk jantung dsb). Dan jumlah total lebih dari 10 triliun sel level seperti : DNA, RNA, dan sebagainya)

Normal sel akan memiliki beberapa atribut atau sifat

- Mampu memproduksi diri dan lingkungannya (melalui seleksi protein/kandungan air dan kimia yang keluar masuk membran
- Akuisi nutrisi (bahan makanan)
- Movement (bergerak) termasuk attachment
- Komunikasi (berinteraksi dengan sel lain)
- Mendegradasi dan renew / menstabilisasi matriks/protein dilingkungan sekitar termasuk biomaterial.
- Energi generation (menyiapkan energi melalui mitokondria).

-oo0oo-

## Bab 6

# BIOMATERIAL BERBAHAN ALAM DAN SINTETIK

Secara garis besar, material yang digunakan untuk biomaterial berdasarkan pembentuknya;

### 1. Natural, berasal dari Biologi

Natural biomaterial umumnya terbentuk ikatan polymer sehingga dapat diklasifikasikan sebagai polimer. Contohnya, *Colagen, Fibrinogen, Elustin, HA, Albumin, Cangkang telur dll.*

Dalam aplikasi dibidang biomedical, *natural polymer* sering digunakan sebagai bahan *scaffold* (struktur sementara) untuk mengarahkan pertumbuhan sel dimana struktur tersebut akan terdegradasi seiring dengan pembentukan fungsi jaringan baru.

#### Contohnya :

##### a. Colagen

Merupakan jenis protein terbanyak yang terdapat didalam tubuh manusia. Terdapat berbagai tipe kolagen yang sudah ditemukan diantaranya;

Type I, II, III, V, IX ; bersifat *self esembling* atau mampu membentuk sendiri dan bersifat *fibrilal*/benang ber-*network*.

Type IV, VIII, X

Dalam aplikasi biomaterial, collagen sering di *cross link* (di ikatkan dengan *natural polymer* lain) untuk aplikasi kulit buatan; seperti *Apligraf*: *Fibronegen* (USA)

b. **Fibronogen**

*Protein Human Fibrinogen* adalah bersifat *Fibrous*/berserat dan didalam tubuh manusia ditemukan pada plasma darah sehingga aplikasinya sering digunakan untuk pembuluh darah dan system jantung.

## 2. **Synthetic, bahan kimia**

Diklasifikasikan di antaranya;

- a. Ceramic
- b. Polymer
- c. Metallic

### **Polymer Biomaterial**

Polimer termasuk jenis biomaterial yang telah lama digunakan seperti orang cina, mesir sudah menggunakan material textile/fibrix untuk membalut luka terbuka

Beberapa jenis polimer sintesis telah diaplikasi untuk *hydropobic* (*Non water absorbing material*) atau biomaterial yang tidak fit diantaranya;

- a. SR (*silicone rubber*)
- b. PE (*poly-ethylene*)
- c. PP (*poly-propylene*)
- d. PET (*poly-ethylene terephthalate*)
- e. PPMA (*poly-methyl methacrylate*)

Maupun aplikasi yang cenderung *hydropobic* (*water absorbed*) seperti;

- PLGA (*poly-lactic glycolic acid*)
- PHEMA (*poly-hydroxyethyl methacrylate*)

Klasifikasi berdasarkan tingkat kecocokan Biomaterial/*absorbility* terhadap air;

A. *Hydrophilic; Water absorbed material*

Dapat menarik air dan bersifat tidak berubah berdasarkan lingkungan

- B. *Water Swelling*; Cenderung Hydropilic namun memiliki keterbatasan soliditas air sering disebut juga dengan *intermediate* antara Hydropilic dan hydrophobic
- C. *Polymaterial*; Non water absorbed tapi cenderung water absorbed.
- D. *Hydrophobic*; non water absorbed totality dan tidak berubah oleh lingkungan.

**3. Komposit, gabungan dari berbagai jenis bahan**

-oo0oo-



## Bab 7

# BIOMATERIAL BERBASIS LOGAM

### 7.1 LATAR BELAKANG

Tantalum berpori merupakan Logam yang sering digunakan sebagai implan ortopedi karena sifat mampu bentuk dan sifat mekanik, Namun, dalam beberapa kasus, logam akan mudah sekali mengalami korosi apabila bersentuhan dengan cairan tubuh dan akan melepaskan ion beracun yang dapat mengakibatkan kerusakan jaringan di sekitarnya. Dalam sistem in-vivo, sel dan jaringan memiliki keterbatasan pada adhesi biometallic bahan, oleh karena itu ion logam beracun dapat menyebabkan detasemen sel dan penolakan terhadap biomaterial yang ditanamkan.

Biomaterial dapat di definisikan sebagai bahan sintetis yang digunakan untuk mengganti bagian dari sistem atau berfungsi sebagai mana organ atau bagian tubuh. Untuk mengidentifikasi biomaterial, dapat dikategorikan dalam beberapa jenis yang berbeda yaitu struktural, kimia dan biologi. Dalam ortopedi, biomaterial sangat penting karena memiliki sifat mekanik yang cukup untuk menahan beban yang bekerja. Selain itu juga diperlukan untuk dapat menjadi dukungan bond (tulang-ikatan). Secara umum, selama proses penyembuhan luka, biomaterial secara bertahap akan digantikan oleh tulang yang baru terbentuk. Oleh karena itu, untuk memaksimalkan penggunaan biomaterial, modifikasi permukaan diperlukan. Hal ini untuk meningkatkan sifat mekanik dan kemampuan biomaterial memberikan efek yang mirip tanpa mempengaruhinya jaringan disekitarnya.

Tantalum berpori memiliki sifat korosi yang baik dan tahan terhadap bioaktif *in vivo*. Juga, telah diakui sebagai material implan ortopedi konvensional untuk aplikasi pengganti tulang. Tantalum berpori telah banyak digunakan dalam aplikasi klinis selama lebih dari 50 tahun. Itu telah digunakan dalam desain monoblock implan, monoblock logam trabecular tibia, aplikasi klinis ortopedi, bahu *arthroplasty*, *glenoid resurfacing*, *acetabular augmentation wedges*, *monoblock patella* dan lain-lain. Tantalum berpori juga memiliki biokompatibilitas yang baik untuk jaringan tulang. Namun, dalam beberapa studi klinis yang perlekatan jaringan fibrosa untuk tantalum berpori untuk artroplasti total pinggul, namun dalam beberapa kasus pasien yang menerima tantalum berpori murni sebagai implan mengalami efek seperti pembengkakan dan terdapat cairan sekitar implan dalam minggu pertama operasi. Hal ini terjadi karena kegagalan jaringan pada atau di luar permukaan implan. Untuk membuat permukaan logam dapat berinteraksi dengan jaringan sekitarnya (bioaktif) yang baik, permukaan logam memerlukan modifikasi dengan menggunakan biokeramik aktif seperti hidroksiapatit untuk mendapatkan interaksi maksimum tantalum berpori. Dalam kasus lain menyatakan bahwa jika tantalum berpori dalam bentuk murni, memiliki sifat mekanik yang lemah untuk integrasi tulang dengan sel sekitarnya. Untuk meningkatkan penggunaan Ta dalam aplikasi biomedis, itu dilapisi dengan biokeramik seperti Hydroxyapatite. HA telah intensif dipelajari untuk aplikasi perbaikan tulang dan penggantian karena biokompatibilitas dan kemampuan untuk mengikat obligasi.

Dalam Tissue Engineering, untuk mendorong pertumbuhan tulang alami pada permukaan dari biomaterial, logam implan yang digunakan dilapisi dengan biokeramik, seperti hidroksiapatit (HA). Kalsium fosfat dan hidroksiapatit, logam implan saat ini dianggap sebagai salah satu bahan implan yang paling menjanjikan karena mempunyai keuntungan dari biokompatibilitas terhadap keramik dan memiliki sifat mekanik yang baik.

Komposisi stoikiometri hidroksiapatit adalah  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  dan terdiri rasio  $\text{Ca} / \text{P} = 1,67$ , merupakan konstituen anorganik utama tulang dan gigi dengan persentase 72% dan 97% masing-masing. Dalam ortopedi restoratif dan kedokteran gigi, kalsium fosfat dan hidroksiapatit dilapisi logam implan saat ini dianggap sebagai bahan implan yang terbaik karena

kemungkinan untuk mengambil keuntungan dari kedua biokompatibilitas keramik dan kekuatan logam. Karena kesamaan antara hidroksiapatit dan tulang.

SEM adalah metode karakterisasi untuk permukaan dan antarmuka dari sampel, dan mungkin yang paling banyak instrument untuk tujuan ini. Ada kedalaman pengambilan sampel dalam beberapa  $\mu\text{m}$  untuk metode ini. Keuntungan penting dari metode SEM adalah bahwa mikro dan permukaan fitur dari sampel dapat diamati serta dimensi dan fraksi daerah. FE-SEM pada dasarnya dapat membantu dalam mengukur unsur-unsur berat didalam sampel.

### **7.1.1 Tinjauan masalah**

Logam implan termasuk tantalum berpori telah digunakan secara luas sebagai bahan implan tulang. Namun, karena keterbatasan biokompatibilitas mereka, menghalangi beberapa aplikasi potensial lainnya. Tantalum berpori dilapisi dapat menyebabkan efek buruk pada jaringan sekitarnya karena dirilis ion logam. Dalam rangka mencapai biokompatibilitas dengan tulang, tantalum keropos digunakan untuk melapisi dengan HA yang telah digunakan untuk memodifikasi permukaan implan. Studi awal kami menunjukkan kemungkinan HA lapisan untuk hasil Tantalum berpori berdasarkan uji elektrokimia menunjukkan bahwa penurunan korosi kepadatan saat HA dilapisi berpori Ta dibandingkan dengan uncoated berpori Ta. Dengan demikian, dengan lapisan tantalum berpori dengan HA membantu mengurangi laju korosi tantalum berpori murni dan pelepasan ion logam ke jaringan sekitarnya.

Oleh karena itu, diperlukan untuk menyelidiki lebih lanjut stabilitas kimia atau lebih tepatnya stabilitas elektrokimia biomaterial dan untuk menentukan biokompatibilitas di vitro dan in vivo. Perendaman akan membantu menentukan pembentukan lapisan apatit dalam rangka meningkatkan biokompatibilitas bahan sebagai implan tulang. Namun, akan ada hasil perbedaan untuk kedua sampel yang dilapisi HA dan murni berpori Ta. Bahan-bahan perlu dibuktikan apakah itu biokompatibilitas terhadap jaringan tulang dan sekitarnya.

### 7.1.2 Tujuan Penelitian

- Untuk mengevaluasi pembentukan apatit pada Hydroxyapatite (HA) tantalum berpori dan dilapisi untuk bioaktivitas tulang-dalam pertumbuhan di permukaan implan.
- Untuk melakukan in vitro dan in vivo uji biokompatibilitas hidroksiapatit (HA) studi tantalum berpori menggunakan kultur sel dan hewan dan dilapisi.

## 7.2 METODHA PEMBUATAN SAMPEL

Ketebalan lapisan coating adalah sekitar 10-15  $\mu\text{m}$ . Sampel dipotong dengan menggunakan alat pemotong yang mempunyai ketelitian presisi yang tinggi. Dimensi permukaan sampel tantalum berpori (dilapisi dan uncoated) adalah 5 mm x 2 mm x 0,5 mm 3 dimensi, dengan ketebalan sekitar 0.5mm untuk pengujian lebih lanjut dalam-vivo. Material Implan disterilkan menggunakan sterilisasi dengan menggunakan oven dengan suhu 160-180 ° C selama 30-60 menit sebelum Percobaan pada hewan. Implantasi hewan. Sepuluh tikus jantan yang berusia  $\pm 3$  bulan kita bagi menjadi dua kelompok kelompok pertama di implan dengan hidroksiapatit berlapis tantalum berpori (PTA-HAp) dan kelompok kedua di implan tantalum berpori uncoated (PTA).

## 7.3 METHODODA PENGUJIAN

### 7.3.1 Uji korosi

Pengukuran elektrokimia dalam penelitian ini dilakukan dalam sel elektrokimia tiga elektroda. Ag,

AgCl / KCl (3.5m) (0,7 V) elektroda digunakan sebagai referensi elektroda dan untuk counter elektroda, grafit yang digunakan. Elektrolit adalah Simulasi Cairan Tubuh (SBF) solusi dan semua tes dilakukan pada ruang hampa udara yaitu  $37 \pm 1$  ° C. Tingkat pemindaian potensial pada 0,25 [ $\text{mV S}^{-1}$ ] dimulai pada -250 [ $\text{mV}$ ] di bawah potensi rangkaian terbuka dan suasana udara terbuka, dan didapat kurva polarisasi dinamis. Kurva polarisasi diperoleh 1000s setelah direndam dalam larutan, berbagai potensi antara -0,5 dan 2.5V. Kerapatan arus diukur dengan menggunakan VersaSTAT 3 potensiostat yang dihubungkan dengan komputer.

### 7.3.2 Scanning Electron Microscope

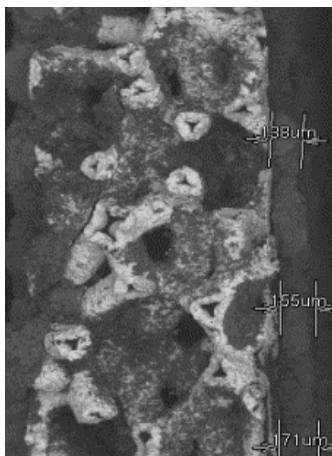
Scanning Electron Microscope (SEM) adalah teknik yang digunakan untuk menganalisis lapisan kualitas HA, dan untuk mengevaluasi mikro berpori dan morfologi sampel. Bidang Mikroskop Elektron Scanning (FESEM) juga digunakan untuk memperkirakan rasio Kalsium lebih Fosfat ( $\text{Ca} / \text{P}$ ) di daerah yang dilapisi Hydroxyapatite untuk mengukur elemen massa masing-masing sampel.

## 7.4 HASIL DAN ANALISA

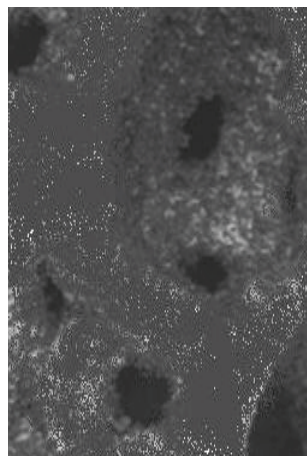
### 7.4.1 SEM dan FESEM gambar

Hasil pengujian dengan SEM menunjukkan ketebalan lapisan rata-rata deposisi HA pada tantalum murni berpori. Sedangkan, ukuran pori sebelum dan setelah pelapisan juga telah dapat diketahui pada gambar 7.1.

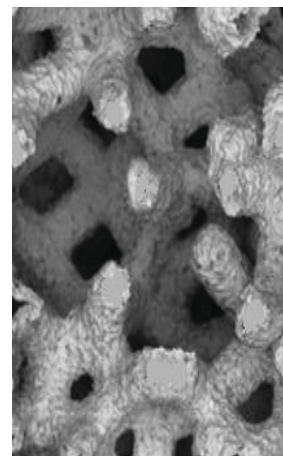
Rata-rata ketebalan lapisan diperoleh dengan menggunakan teknik pelapisan semprot plasma adalah sekitar  $157\mu\text{m}$ .



(a) Gambar dari Tantalum sebelum di lapisi



(b) dan setelah

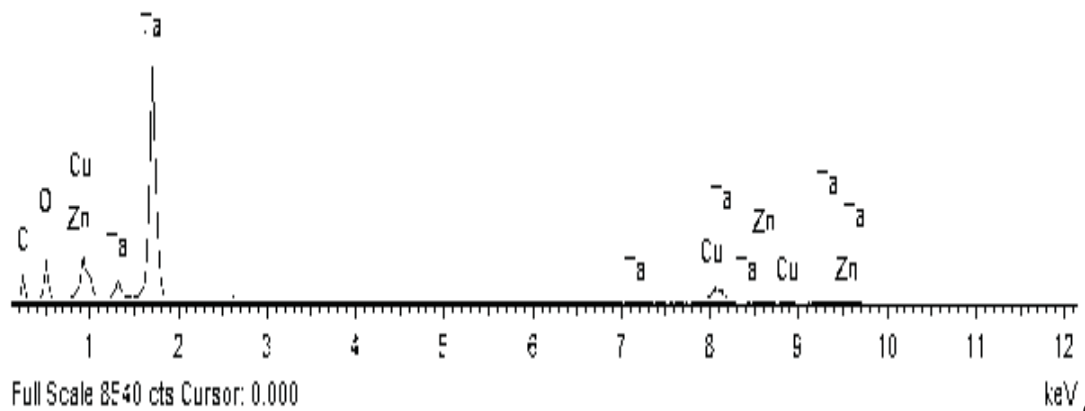
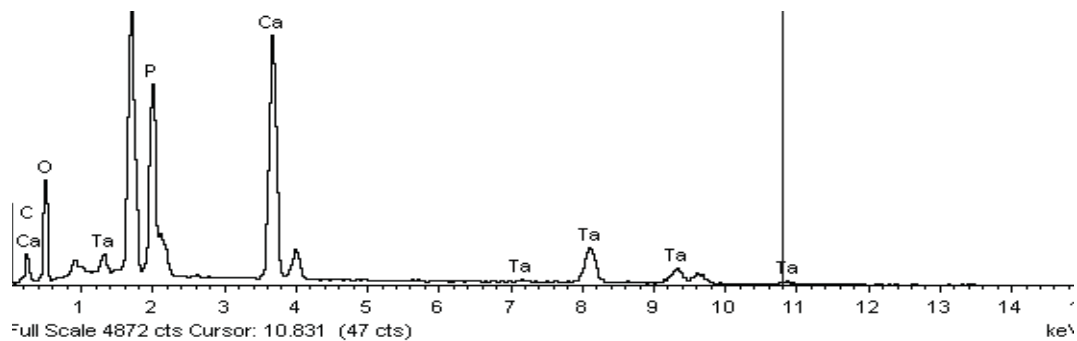


(c) pelapisan dengan HA

**Gambar 7.1** Dari rata rata tebal Coating pada tantalum berpori yang di lapisi

**Tabel 7.1** Pore Size of Porous Tantalum before and after coating with HA

| Before coating ( $\mu\text{m}$ ) | After coating (im) |
|----------------------------------|--------------------|
| 150                              | 140                |
| 163                              | 152                |
| 167                              | 154                |
| Average = 160                    | Average = 148.67   |

**Gambar 7.2** element - wight% Tantalum**Gambar 7.3** element- weight% Tantalum Calcium Phosphorus

FESEM graph and weight element for porous Tantalum (a) Uncoated (b) HA coated Seperti yang ditunjukkan pada Gambar. (b), Ta masih ada dalam sampel dilapisi namun penurunan berat karena tidak murni lagi. Dengan hanya menggunakan tantalum berpori murni dapat menyebabkan efek buruk pada sekitar jaringan. Hal ini terjadi karena dirilis dari ion logam ke jaringan sekitarnya. Dalam rangka untuk membuat permukaan logam

berinteraksi dengan jaringan sekitarnya (bioaktif), tantalum berpori yang dilapisi dengan kalsium fosfat yang telah dimodifikasi permukaan implan.

## **7.5 KESIMPULAN**

Berdasarkan pengujian dengan SEM dan FESEM dapat diketahui, morfologi serta berat yang ada dalam uncoated dan tantalum berpori dilapisi hidroksiapatit didapatkan hasil untuk tantalum murni, 53,10% elemen hadir sementara dalam sampel tantalum murni dilapisi HA hanya 30,65%, diikuti oleh kalsium 19,61% dan 11,57% fosfor. Dari penelitian ini, rata-rata ketebalan lapisan dengan teknik plasma memperoleh 160  $\mu$ m. berdasarkan uji elektrokimia hal ini menunjukkan bahwa penurunan kepadatan arus korosi untuk tantalum berpori dilapisi HA dibandingkan dengan Ta berpori tanpa pelapisan. Dengan demikian, pelapisan tantalum berpori dengan HA membantu mengurangi laju korosi murni tantalum berpori dan pelepasan ion logam ke jaringan sekitarnya. Dengan melepaskan metallic ion beracun terhadap lingkungan sekitar dapat mempengaruhi pertumbuhan sel dan itu tidak baik untuk orang-orang yang mendapatkan prosedur implan tulang. Sebagai salah satu tantangan dalam penelitian ini yaitu untuk menghasilkan biomaterial yang memiliki karakteristik paling mirip dengan komposisi tulang seperti tulang-ikatan dan mekanik properti, kami telah membuktikan bahwa dengan melapisi tantalum berpori dengan Bioceramic, Ca / P dapat meningkatkan permukaan implan yang optimal biokompatibel. Dengan penelitian ini, kami berharap bahwa dapat membantu dan memberikan kontribusi untuk dunia bidang ortopedi. Dalam penelitian masa depan, untuk pengujian invitro.

-oo0oo-



# BIOMATERIAL BERBASIS POLIMER

## 8.1 LATAR BELAKANG

*Polyacrylonitrile* (PAN) merupakan polymer yang banyak diproduksi dalam berbagai bentuk material misal nya serat carbon, penyerap, serat untuk karpet maupun pakaian. Dengan ditambahkan fibrin pada permukaan dengan proses pelapisan bisa menjadi material biocompatible yang digunakan sebagai biomaterial untuk jaringan tissue pada kulit dan kebutuhan klinik lainnya. Tetapi PAN mempunyai sifat hydrophilicity yang lemah sehingga perlu perlakuan khusus maka kegunaannya sangat terbatas terutama untuk biomaterial.

Maka untuk memanfaatkan PAN dalam bidang biomaterial diperlukan adanya perlakuan pada permukaannya sehingga dapat digunakan dalam bidang klinik terutama pelapisan fibrin, adhesion sel. Perlakuan permukaan yang telah dilakukan menggunakan anhydrous Soda Ash dan cairan NaOH dalam air murni-milipore dapat digunakan untuk memberikan efek yang mirip tanpa mempengaruhinya.

Penelitian ini dilakukan untuk memberikan gambaran bagai teknik perlakuan permukaan pada PAN dikembangkan dengan Soda Ash dan NaOH yang ditambahkan dengan pelapisan Fibrin yang menekankan pada dua bagian utama yaitu ;

- perubahan karakteristik fisik dengan sifat-sifat biomekanik, tampilan permukaan secara mikroskopik dan secara kimiawi;

- bioaktifitas dan biocompabilitas lingkungan disekitar PAN sebelum dan sesudah di lakukan perlakuan pada permukaan yang dengan pelapisan fibrin

## 8.2 METODE PEMBUATAN SAMPEL

### a. Material

1. Polyacrylonitrile (PAN; MA = 150,000; 53,06 g/mol)
2. N-dimethylformamide (DMF; 73.10 g/mol)
3. Acrylamide (AM; 71.08 g/mol) tanpa pemurnian lanjut
4. Sodium hydroxide (NaOH)
5. Sodium bicarbonat ( $\text{Na}_2\text{CO}_3$ )
6. Fibrinogen
7. Thrombin

### Metode Persiapan material

#### A. Persiapan Serat

PAN dan DMF di aduk dengan konstan selama 24 jam pada temperatur 60o C sampai homogen dengan larutan PAN (14wt%). laju alir larutan PAN yang disiapkan dipelihara pada 2mL/h. Gelas putar dengan diameter 15 cm dan 35 cm digunakan sebagai tempat serta wadah. Tegangan DC di set 21 kV dengan jarak antara ujung penggulung dengan permukaan wadah 12cm. Permukaan serat dilapisi dengan lapisan aluminium dan pelarut sisa yang terhubung dengan serat di dalam oven pada temperatur 40oC.

#### B. Pelapisan permukaan dan pelapisan fibrin pada serat PAN

Serat PAN dipotong 2cmx2cm. Cairan larutan Soda Ash 1% yang dibuat dari 1 gram bubuk soda ash kedalam 100ml Milipore yang dimurnikan sampai temperature mencapai 100oC. Sampel kemudian dimasukan kedalam Sodium Carbonate yang mendidih pada temperatur 100oC selama 5 menit. Sampel dikeringkan sampai cukup air sampai pH 7. Sampel serat PAN dikeringkan pada temperatur lingkungan selama 24 jam.

Serat PAN yang kering di suling dengan air setelah permukaan dilakukan perlakuan dengan Soda Ash dan NaOH. Serat PAN kemudian diseterilkan dibawah sinar UV selama semalam kemudian di celupkan dalam

10 % pinicillin-streptomycin dan dikenakan dibawah UV selama 30 menit. Serat PAN kemudian di keringkan dibawah UV selama 1 jam

Dalam 24 piring datar, gel fibrin yang disiapkan menggunakan 500 $\mu$ l/ piring dari larutan fibrinogen (2.0 mg mL<sup>-1</sup>) kemudian larutan di campur langsung dengan 1mg/500 $\mu$ l untuk proses polymerisasi firbrinogen menjadi fibrin. Fibrin melapisi serat PAN kemudian di letakan didalam incubator semalaman dengan temperatur 4 oC. Kemudian sampel dikeringkan diatas kertas penyaring pada temperatur ruang. Struktur dan perbedaan komposisi PAN sebelum dan sesudah dilakukan pelapisan di lihat dengan SEM. Untuk pengujian hydrophilic di identifikasi dengan FTIR dan untuk sifat-sifat mekanik nya menggunakan uji tarik.

### 8.3 PENGUJIAN

#### A. Jaringan In Vitro HUVECs

HUVECs were bought from promo-cell at passage 0. The cells were cultured in Endothelial Cell Growth Medium (ECGM) complete medium supplemented with 1% antibiotics. The medium was replaced every 2 days and cultures were maintained in a humidified incubator at 37oC with 5% CO<sub>2</sub>. When the cells reached 80-90% confluence, they were trypsinized and subculture at ratio 1:3.

#### B. FESEM/SEM

Morfologi dibuat dalam scaffold, setelah permukaan di pelakukan dan di lapisi kemudian di osbservasi dengan FESEM dengan tegangan akselerasi pada 10kV. Diameter serat yang telah di ukur dalam SEM diambil secara acak antara 50 serat dengan kesalahan acak 5%. Komposisi serat PAN sebelum dan sesudah perlakuan permukaan dan di lapisi diukur dengan Energy Dipersive X-ray Spectroscopy (EDAX)

#### C. FTIR

Spectrum The Fourier transformed infrared (FT-IR) pada serat di kumpulkan pada Perkin-Elmer Spectrum 2000 dan dianalisis struktur kimia dari PAN electrospun di antara 400 – 4000 cm<sup>-1</sup> dengan 64 scan pada resolusi 4cm<sup>-1</sup>

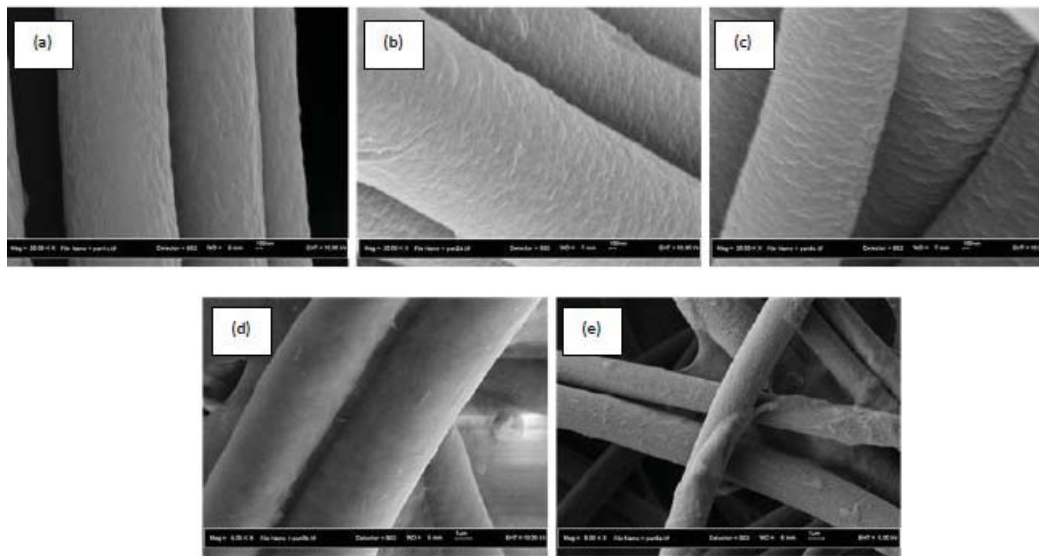
#### D. Uji Tarik

Sifat tarik elektrospun serat di uji dengan mesin uji tarik (Instron 8845) dengan kapasitas beban sel 2,5kN. Kesulitan dalam percobaan ini adalah

mempersiapkan spesimen yang sesuai untuk dicengkam mencegah serat dari patah atau lepas dari cengkaman. Pada Mesin konvensional pencengkeram tidak cocok dikarenakan serat PAN terlalu kecil. dengan ASTM D822, sampel dan di buat dengan panjang 25mm. Spesimen yang telah dipersiapkan untuk pengujian dengan kecepatan 10 mm/min pada kondisi normal. Semua fibrer PAN yang dilakukan ataupun tidak mendapatkan perlakuan akan dilakukan pengujian.

## 8.4 HASIL PENGUJI

Morfologi pada fiber PAN yang tidak dan sudah dilakukan perlakuan dengan Soda Abu dan NaOH. Pengujian FESEM dilakukan untuk mengetahui efek yang terjadi pada perlakuan permukaan serat PAN secara struktur morfologi.



**Gambar 8.1 ..**

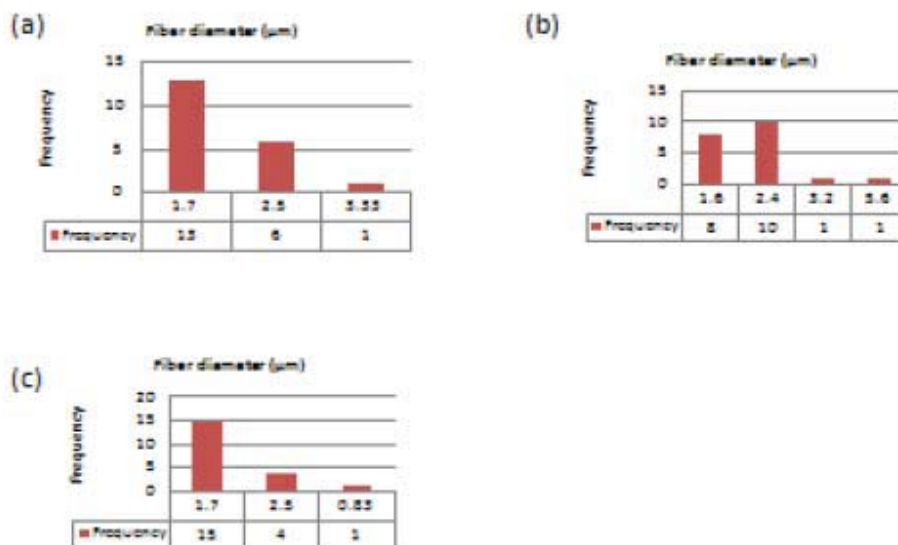
Gambar 8.1 (a) merupakan PAN yang homogen dan tidak ada sifat khusus. Gambar 8.1 (b-c) setelah dilakukan perlakuan pada permukaan mempunyai permukaan yang merata karena telah mendapat perlakuan dengan Abu soda, serat PAN tidak terdapat kekasaran sebaliknya kekasaran ada setelah dilakukan perlakuan dengan NaOH dihilangkan dari kotoran. Gambar 8.1 (d) dan (e) terlihat serat PAN setelah dilapisi Abu soda dan NaOH dengan Gel Fibrin.

Pada tabel 8.1 didapatkan hasil bahwa dengan adanya fibrin akan menyebabkan perubahan yang signifikan pada elemen Nitrogen dan oksigen pada serat Fibrin setelah proses pelapisan. Peningkatan komposisi karbon menunjukkan bahwa adanya karbon pada Fibrin. Pelapisan ini melindungi Sel secara keseluruhan pada serat sampai struktur fibrinogen berubah menjadi gel fibrin., yang di endapkan pada permukaan dan membentuk fibrils.

**Tabel 8.1. ....**

| Fibre                                                 | C atomic ratio (%) | N atomic ratio (%) | O atomic ratio (%) |
|-------------------------------------------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| PAN untreated                                         | 68.61              | 30.63              | 0.76               |
| Fibrin coated PAN<br>(after treated with<br>soda ash) | 69.76              | 23.16              | 7.08               |
| Fibrin coated PAN<br>(after treated with              | 74.60              | 22.19              | 3.21               |

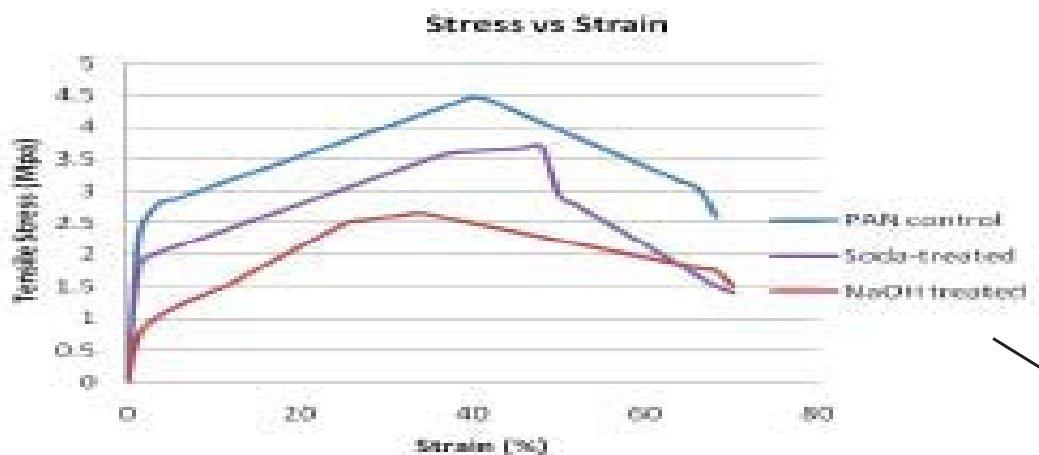
Pada gambar 8.2 didapatkan distribusi serat dengan perbedaan 20 point. Rata-rata diameter serat sebelum dilakukan perlakuan permukaan  $2\mu\text{m}$  dan setelah dilakukan perlakuan dengan abu soda diameter menjadi  $2,28\mu\text{m}$ . Dan mengalami perubahan yang besar setelah di perlakuan dengan NaOH sebesar  $1,5\mu\text{m}$ .



**Gambar 8.2 ..**

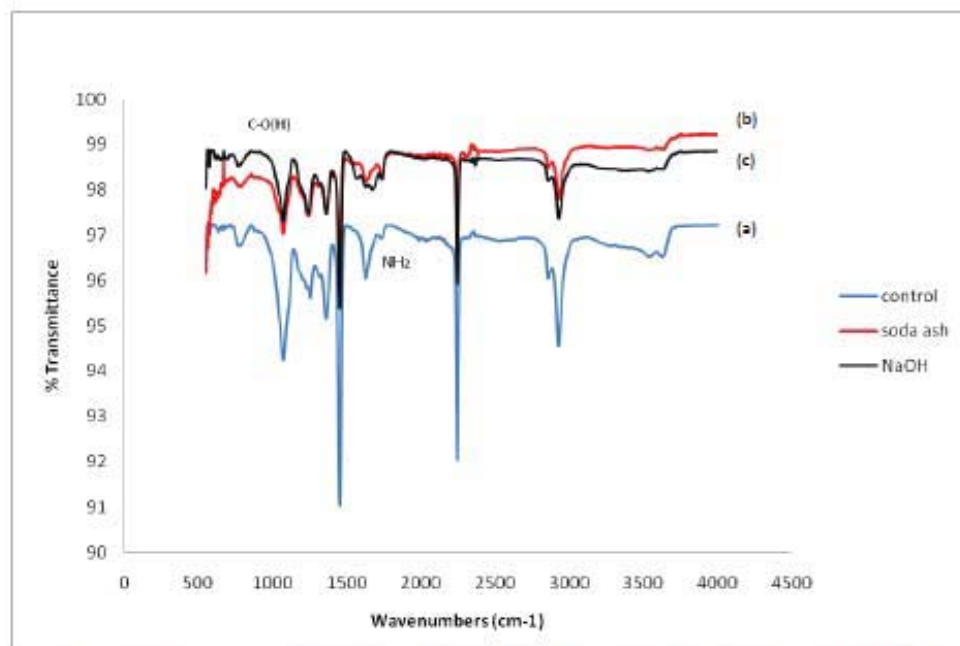
**Tabel 8.2 ..**

| Mechanical Properties  | PAB before surface treatment | PAN after surface treatment with soda ash | PAN after surface treatment with NaOH |
|------------------------|------------------------------|-------------------------------------------|---------------------------------------|
| Tensile modulus (MPa)  | 1333200                      | 799650                                    | 532670                                |
| Tensile strength (MPa) | 4.4                          | 3.6                                       | 2.5                                   |
| Stress at limit (MPa)  | 2.3                          | 1.3                                       | 0.8                                   |
| Failue strain (%)      | 40.6                         | 48.7                                      | 46.3                                  |
| Stiffness (MN/m)       | 223.13                       | 338.                                      | 948.5                                 |



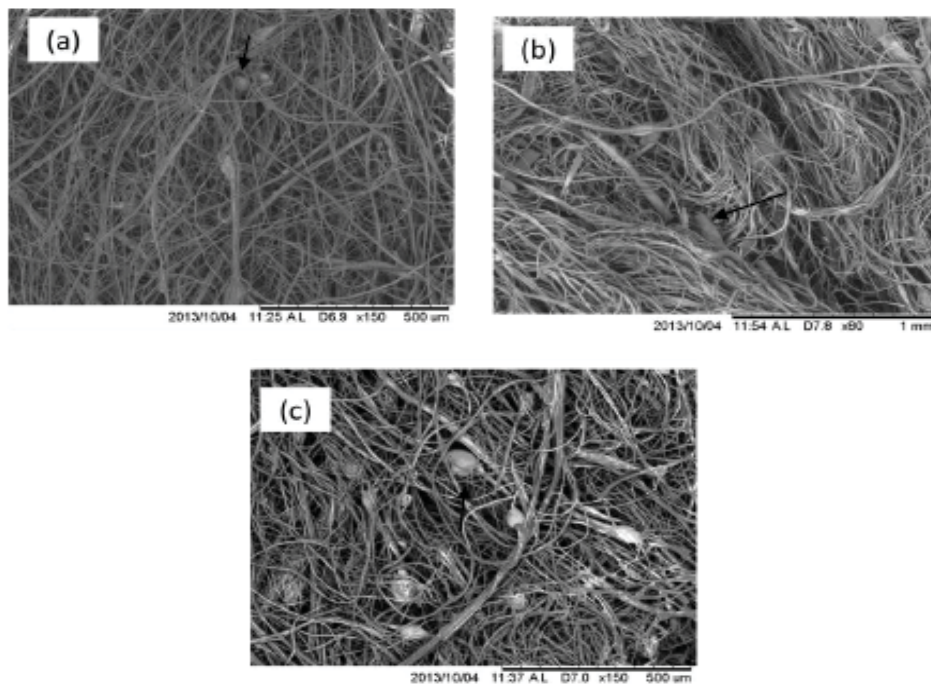
**Gambar 8.3** *Permukaan kimia pada serat PAN yang tidak dan diberikan perlakuan Abu soda dan NaOH*

Karakteristik serat PAN berada pada 2260 – 2210 cm<sup>-1</sup> sebelum dan sesudah diberikan perlakuan abu soda dan NaOH ini menunjukkan bahwa kesukaan dan penerimaan dari Acrylonitrile ke nitrile sangat kuat.



Gambar 8.4. .

### Morphology of HUVECs



Gambar 8.5

Jaringan HUVECs pada serat PAN berbentuk bulat pada phenotype yang berarti mempunyai jaringan yang pendek sehingga kelangsungan hidup sel HUVECs pada serat PAN yang dilapisi Fibrin dengan NaOH dibandingkan dengan Serat PAN yang dilapisi fibrin dengan abu soda.

-oo0oo-

### 9.1 PENDAHULUAN

Penemuan material baru selalu memegang peran kunci di dalam pengembangan teknologi baru. Pada saat ini, paduan dan komposit berbasis magnesium merupakan material baru yang telah digunakan pada berbagai aplikasi, seperti: alat elektronik, pesawat terbang, mesin mobil dan termasuk material untuk biomedik (biomedical materials) atau biomaterial. Paduan magnesium memiliki keunggulan dibandingkan logam jenis lain dimana setiap paduan memiliki keunikan sifat fisik dan mekanik tersendiri, bergantung pada unsur paduan utamanya.

Tingginya tingkat kebutuhan bahan pengganti tulang (bone implant) menyebabkan peneliti material dan kesehatan biomedis terus mengembangkan material maju yang memiliki sifat mekanik menyerupai tulang manusia sekaligus mempunyai sifat biocompatibility dan biodegradable yang optimum. Paduan logam berbasis magnesium (magnesium-based alloys) merupakan alternatif yang potensial untuk aplikasinya sebagai biomaterial tulang mengingat sifat mekaniknya yang menyerupai tulang manusia dan bila terdegradasi, magnesium merupakan unsur yang tidak berbahaya (non-toxic) bagi tubuh manusia. Magnesium juga merupakan elemen penting dalam proses pertumbuhan dan pembentuk tulang. Salah satu aplikasinya biomaterial tulang adalah pembuatan baut tulang (bone screw) yang sering digunakan dalam proses penyembuhan trauma atau patah tulang (bone fracture). Sebagai contoh, pada kasus patah tulang kaki, tangan atau bahu,

akan disarankan untuk di-implan logam penopang berupa pelat penyambung tulang bertekanan dinamis (dynamic compression plate, DCP) untuk membantu proses penyembuhan tulang yang terdiri dari pelat dinamis dan baut tulang. DCP dapat dipasang secara internal (di dalam lapisan daging dan kulit, maupun external (di luar kulit).

Pelat DCP dan baut tulang yang ada di Indonesia saat ini, adalah produk import dan umumnya bukan logam yang dapat terdegradasi, seperti: baja tahan karat, titanium, dan platinum. Produk pelat dan baut tulang yang masih impor tersebut didisain untuk pasien di Eropa yang berpostur lebih besar dari orang Indonesia sehingga sebenarnya kurang cocok. Selain itu, system baut yang tidak terdegradasi akan memberikan efek sakit (trauma) pada pasien dua kali yaitu saat pemasangan dan pencabutan DCP. Bekas baut tulang juga akan menyisakan lubang pada tulang yang dapat memperbesar resiko patah tulang kedua. Paduan magnesium memiliki keunggulan karena dapat luruh dan tidak berbahaya (biodegradable), dimana waktu korosinya (corrosion time) dapat dimanipulasi sesuai dengan komposisi unsur penambahnya. Sebutkan latar belakang dan tujuan dari penelitian dengan menyertakan basis penelitian yang cukup.

Artikel ini bertujuan untuk menjelaskan berbagai peluang dan tantangan dalam implementasi magnesium dan paduannya untuk aplikasi material pembuat baut tulang mampu luruh. Sistem produksi dan manufaktur magnesium dan paduannya untuk baut tulang juga akan dibahas dalam paper ini.

### **Sistem Penyembuhan patah tulang**

Patah tulang. Jutaan orang menderita karena adanya trauma tulang yang dapat disebabkan baik oleh kecelakaan, penyakit, atau pun cacat bawaan. Angka kejadian trauma tulang juga terus meningkat seiring dengan banyaknya kasus trauma tulang yang disebabkan oleh faktor usia, seperti dengan adanya penuaan tulang (osteoporosis).

Sebagai contoh, berdasarkan data penderita yang dirawat di Staf Medis Fungsional (SMF) Ilmu Bedah Rumah Sakit Umum DR. Soetomo Surabaya tahun 2001-2005, menunjukkan bahwa penderita fraktur tulang akibat kecelakaan lalu lintas sekitar 64,38%. Angka kejadian fraktur tulang pada mandibula (rahang bawah) dan maksila (rahang atas) menempati urutan

terbanyak yaitu sebesar 29,85%, fraktur zigoma (rangka wajah) 27,64% dan fraktur nasal (hidung) 12,66% (Reksoprawiro, 2006).

Kasus-kasus trauma dan fraktur tulang tersebut dapat menimbulkan kerusakan pada struktur tulang dan sampai saat ini proses rekonstruksi tulang masih menjadi tantangan bagi para ahli bedah, karena proses penyembuhannya seringkali mengalami gangguan atau bahkan kegagalan (Zhao, 2009; Rimondini dkk., 2004).

Hingga kini, Indonesia masih sangat tergantung terhadap produk trauma tulang impor, dimana telah di disain untuk postur tubuh orang western, sehingga kurang cocok untuk orang Indonesia. Selain itu, baut tulang yang tersedia adalah berbahan tidak mampu luruh (*non-degradable materials*), seperti: titanium, stainless steel, dan platina. Baut jenis bahan yang tidak terdegradasi tersebut akan memberikan rasa sakit dan bekas lubang pada saat pengambilan pelat tulang sehingga berpotensi untuk memberikan patah kedua. Sebagai alternative bahan implant tulang, magnesium juga memiliki keunggulan karena sifat mekaniknya mendekati tulang manusia.

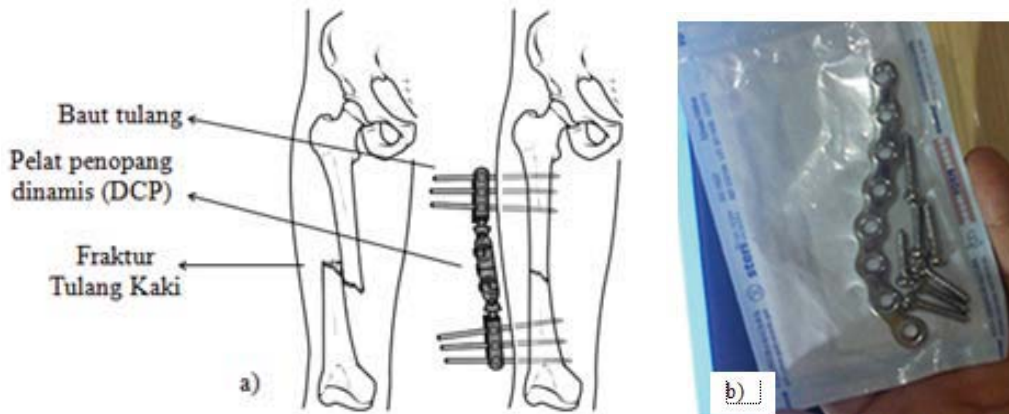
Sistem penyembuhan patah tulang. Saat ini, dalam aplikasi teknologi kedokteran biomedik menganjurkan bahwa untuk membantu proses rekonstruksi trauma tulang yang besar, dilakukan terapi dengan menggunakan bantuan material penopang tulang yaitu dapat berbentuk pelat (*bone plate*), dan baut tulang (*bone screw*), atau disebut *dynamic compression plate* (DCP), yang dapat dipasang secara internal (di dalam lapisan daging dan kulit) atau external, sebagaimana Gambar 9.1.

### **Struktur dan Sifat Mekanik Tulang**

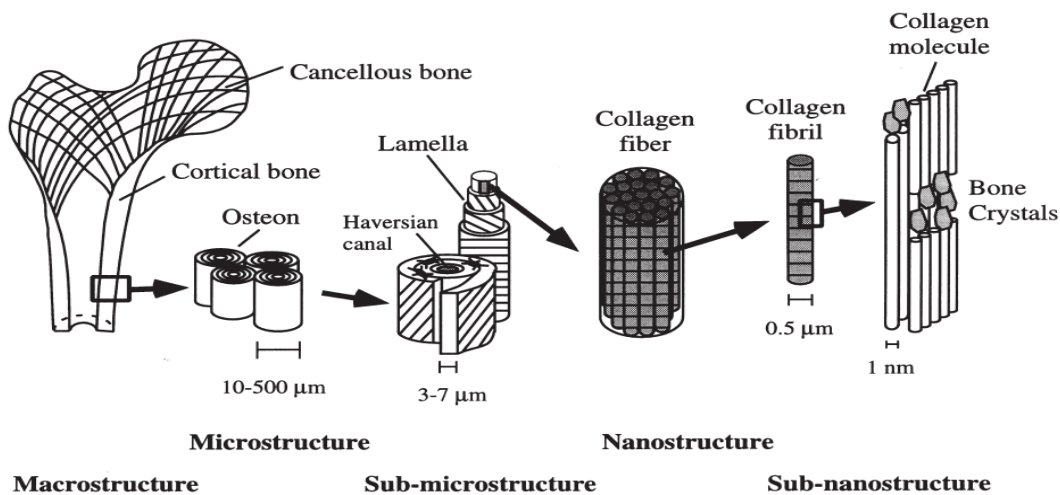
Struktur Tulang. Tulang adalah material komposit sel terbuka yang terdiri dari sistem vaskular yang kompleks dan bagian-bagian signifikan yang berhubungan dengan dengan protein. Tulang juga seperti jaringan ikat lainnya, yang memiliki sel-sel, serat dan matriks. Tulang terdiri dari serat kolagen yang sangat sangat teratur memiliki ikatan.

Struktur mikro tulang dapat dibedakan menjadi kompak atau tulang kortikal (*cortical bone*), dan bagian inti yang terdiri dari tulang seluler (*cancellous bone*) atau sering disebut struktur trabekular berpori. Kedua jenis tulang tersebut terdiri dari komposisi yang sama, masing-masing berisi pro-

porsi yang berbeda dari bahan organik dan anorganik, tingkat porositas dan organisasi. Diagram struktur tulang manusia sebagaimana Gambar 9.2.



**Gambar 9.1.** (a) Sistem Penyembuhan patah dan (b) pelat dan baut tulang



**Gambar 9.2.** Jenis-jenis struktur tulang manusia

**Sifat Mekanik Tulang.** Densitas tulang yang berstruktur kancellus (cancellous bone) dan kortikal (cortical bone) adalah berbeda, dimana tulang kancellus memiliki densitas lebih tinggi bila dibandingkan kortikal, hal ini menyebabkan besarnya beban yang dapat diterimanya juga berbeda. Semakin besar beban yang dapat diterima tulang tertentu, semakin tinggi densitasnya dan tulang akan berbentuk lebih padat. Sifat – sifat mekanik tulang dijelaskan dalam Tabel 1 berikut.

**Tabel 9.1** Sifat Mekanik Tulang manusia

| Sifat Mekanik                                         | Ukuran    |            |
|-------------------------------------------------------|-----------|------------|
|                                                       | Cortical  | Cancellous |
| Modulus Uoung (GPa)                                   | 14 - 20   | 0.05 - 0.5 |
| Kekuatan Trik (MPa)                                   | 50 - 150  | 10 - 20    |
| Kekuatan Tekanan (MPa)                                | 170 - 193 | 7 -0 10    |
| Ketahanan Patah ( $k=K_{ic}$ , MPa m <sup>1/2</sup> ) | 2 - 12    | 0.1        |
| Densitas tulang (g/cm <sup>3</sup> )                  | 18 - 22   | 0.1 - 1.0  |

### Batu Tulang Mampu Luruh

DCP dan Baut Tulang. Secara klinis, produk DCP yang umum digunakan untuk penyembuhan fraktur tulang pada saat ini adalah jenis pelat dan baut tulang berbahan tahan karat (non-degradable), t.

Pelat dan baut Dengan didupatkannya beberapa kekurangan berupa kesulitan pengambilan gambar sinar-X maupun MRI scan dan potensi trauma tulang kedua pasca operasi pencabutan baut tulang setelah proses penyembuhan, telah membuka peluang bagi pengembangan material yang mampu terdegradasi. Material baut tulang yang mampu terdegradasi, secara umum dapat dibagi dua katagori, yaitu yang berbasis polymer (polymer-based) maupun logam magnesium dan paduannya.

Baut tulang berbasis polimer yang sudah ada di pasaran diantaranya adalah: PLA (poly-lactic acid), PGA (poly-glicolic acid), TMC (trimethylene carbonate), PDS (poly-diaxonone), dan berbagai ko-polimer dari bahan-bahan tersebut serta bahan kompositnya dengan variasi komposisi yang spesifik.(7-11).

Aplikasi baut tulang berbasis polimer memiliki kelebihan dalam hal modulus yang rendah dan tahanan deformasi terhadap fase anorganik, namun aplikasinya dibatasi karena kekuatan mekanik bahan yang relatif rendah [12]. Bahan berbasis polimer dan ko-polimernya juga umumnya hanya dapat diaplikasikan untuk kasus fraktur tulang dengan gaya tarik, gaya geser dan gaya kompresi yang relatif rendah (12). Keterbatasan tersebut membuka peluang aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis magnesium yang memiliki kelebihan pada sifat mekaniknya dan modulus elastisitasnya yang baik dan menyerupai tulang manusia. Selain itu magnesium

juga termasuk unsur yang dibutuhkan untuk pertumbuhan tulang manusia dan produk degradasinya tidak berbahaya bagi tubuh.

## **KESIMPULAN**

Magnesium dan paduannya memiliki potensi yang besar untuk dapat diaplikasikan pada tulang. Penelitian untuk meningkatkan sifat mampu luruh dan sifat mekanik yang optimum pada paduan magnesium masih menjadi tantangan utama dalam implementasinya.

-oo0oo-



## DAFTAR PUSTAKA

- J. P. Fisher, et. al. 2009. Tissue Engineering. Boca Raton, NY CRC Press Publishers, p.261-263.
- T.A. Gaziano et. al. 2010. Growing epidemic of coronary heart disease in low- and middle-income countries. *Current Problems in Cardiology* 35(2): 72-115.
- W. J. Li, et. al. 2002. Electrospun nanofibrous structure: A novel scaffold for tissue engineering. *Journal of biomedical materials research* 60(4): 613-621.
- G. Steinhoff, et. al. 2000. Tissue Engineering of Pulmonary Heart Valves on Allogenic Acellular Matrix Conduits In Vivo Restoration of Valve Tissue. *Circulation* 102(19 Suppl 3): III50-55.
- D. Dado and S. Levenberg. 2009. Cell-scaffold mechanical interplay within engineered tissue. *Seminars in Cell & Developmental Biology* 20(6): 656-664.
- J. M. Karp and R. Langer. 2007. Development and therapeutic applications of advanced biomaterials. *Current Opinion in Biotechnology* 18(5): 454-459.
- I. Sukmana, et. al. 2013. In vitro angiogenesis assay for the guidance of microvessel containing multi-cellular lumen formation. *Advanced Science Letters* Vol. 19: 3547-3550.

- V. Thomas et al. 2007. Nanostructured biocomposite scaffolds based on collagen coelectrospun with nanohydroxyapatite. *Biomacromolecules* 8(2): 631-637.

-oo0oo-



---

## **GLOSSARIUM**





**SURAT PENUGASAN**  
**PENELITIAN HIBAH KOMPETENSI BARU**  
**TAHUN ANGGARAN 2016**

**Nomor : 78 /UN26/8/LPPM/2016**

Pada hari ini **Rabu** tanggal **Tiga Belas** bulan **April** tahun **Dua Ribu Enam Belas**, saya yang bertandatangan dibawah ini :

Nama : Warsono, Ph.D.  
NIP : 196302161987031003  
Jabatan : Ketua Lembaga Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat (LPPM)  
Universitas Lampung  
Alamat : Jln. Prof. Soemanteri Brojonegoro No.1 Gedung Meneng Bandar Lampung  
**Yang selanjutnya disebut sebagai Pihak I (Pertama)**

Dengan ini menugaskan kepada peneliti :

Nama : IRZA SUKMANA, S.T, M.T, Ph.D  
NIP : 197008122001121001  
Jabatan : Ketua Peneliti  
Fakultas : TEKNIK  
**Yang selanjutnya disebut sebagai Pihak II (Kedua)**

Untuk melakukan tugas Penelitian HIBAH KOMPETENSI BARU yang didanai oleh Dana DIKTI Tahun Anggaran 2016, dengan judul: ***Pengembangan Biomaterial Berbasis Paduan Magnesium dengan Aplikasi Sistem Pengecoran Squeeze Casting untuk Pembuatan Baut Tulang (Bone Screw)***

**Surat Penugasan Penelitian ini didasari oleh :**

1. Peraturan Pemerintah Republik Indonesia No. 19 Tahun 2005 tentang Standar Nasional Pendidikan; Peraturan Pemerintah Nomor 23 Tahun 2005, Tentang Pengelolaan Keuangan badan Layanan Umum;
2. Keputusan Presiden Nomor 73 tahun 1966 tentang pendirian Unila;
3. Keputusan Menteri Riset, Teknologi, dan Pendidikan Tinggi Nomor 335/MIKP/XI/2015 Tentang Pemberhentian dan Pengangkatan Rektor Unila;
4. Peraturan Menteri Keuangan Nomor 129/KMK.05/2009 Tentang Penetapan Unila Pada Departemen Pendidikan Nasional sebagai Instansi Pemerintah yang Menerapkan Pengelolaan Keuangan Badan Layanan Umum;
5. Peraturan Menteri Riset, Teknologi, dan Pendidikan Tinggi Nomor 6 Tahun 2015 tentang Statuta Universitas Lampung;
6. Keputusan Menteri Pendidikan dan Kebudayaan RI Nomor 72 Tahun 2014 tentang Organisasi dan Tata Kerja Universitas Lampung;
7. Keputusan Rektor Universitas Lampung Nomor 18/UN26/OT/2015 tentang berdirinya LPPM Unila;
8. Keputusan Rektor Universitas Lampung Nomor 25/UN26/KP/2015 tentang Pengangkatan Ketua dan Sekretaris Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat (LPPM) Universitas Lampung;

## **KEWAJIBAN – KEWAJIBAN YANG HARUS DIPENUHI**

### **PASAL 1**

Pelaksanaan penugasan penelitian sebagaimana dimaksud, nilai penugasan penelitiannya adalah sebesar Rp **100000000,- (Seratus Juta Rupiah)** yang dananya bersumber dari dana APBN Universitas Lampung Tahun Anggaran 2016.

### **PASAL 2**

Pembayaran penugasan penelitian ini dilaksanakan dalam 2 (dua) Termin yaitu :

- (1) Pembayaran Termin Pertama, sebesar 70% dari nilai pekerjaan = **Rp. 70000000,- (Tujuh Puluh Juta Rupiah)** dibayarkan setelah surat perjanjian ini ditanda tangani oleh kedua belah pihak.
- (2) Pembayaran Termin Kedua, sebesar 30% dari nilai pekerjaan = **Rp. 30000000,- (TigaPuluh Juta Rupiah)** dibayarkan setelah Peneliti menyerahkan laporan Akhir dan laporan keuangan Hasil Pelaksanaan Penelitian yang telah dilaksanakan kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat Universitas Lampung, disertai dengan Berita Acara Serah Terima Laporan Akhir dan Surat Pertanggung Jawaban Mutlak.

### **PASAL 3**

Hal-hal dan segala sesuatu yang berkenaan dengan kewajiban pajak berupa PPN dan/atau PPh menjadi tanggung jawab PIHAK KEDUA dan harus dibayarkan ke Kas Negara sesuai dengan ketentuan peraturan perundang-undangan yang berlaku.

### **PASAL 4**

- (1) Peneliti melaksanakan penelitian sesuai dengan proposal yang telah disetujui oleh Lembaga Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat Universitas Lampung Tahun 2016.
- (2) Peneliti berkewajiban untuk mengupayakan hasil penelitiannya untuk dapat dipublikasikan baik dalam jurnal ilmiah di lingkungan Universitas Lampung maupun diluar Universitas Lampung.

### **PASAL 5**

- (1) Dana penelitian yang diperoleh oleh peneliti dimanfaatkan sebenar-benarnya untuk pembiayaan penelitian yang dilaporkan kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat Universitas Lampung.
- (2) Perubahan-Perubahan dalam pelaksanaan penelitian dapat dibenarkan apabila telah mendapat persetujuan lebih dahulu dari Lembaga Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat Universitas Lampung.

## **PASAL 6**

- (1) Peneliti harus menyelesaikan Penelitian yang dimaksud dan menyerahkan : Laporan kemajuan dan Laporan penggunaan anggaran 70% yang telah diverifikasi oleh Tim Monev Internal LPPM selambat-lambatnya tanggal 18 Juli 2016
- (2) Peneliti harus menyerahkan : Laporan Akhir dan Laporan Keuangan yang telah diverifikasi oleh Tim Monev Internal LPPM, selambat-lambatnya tanggal 28 Oktober 2016.
- (3) Laporan sebagaimana dimaksud dalam pasal 6 ayat (1) disampaikan dalam bentuk hard copy (sebanyak 2 eksemplar) dan softcopy (sebanyak 2 keping CD).
- (4) Bentuk/ukuran, format penulisan dan warna cover Sesuai dengan panduan yang telah ditetapkan.

## **PASAL 7**

- (1) Apabila Peneliti (ketua) sebagaimana dimaksud pada Pasal 1 tidak dapat menyelesaikan penelitian ini, maka peneliti wajib menunjuk pengganti ketua pelaksana sesuai dengan bidang ilmu yang diteliti dan merupakan salah satu anggota tim yang diketahui oleh Dekan Fakultas dan disetujui oleh Lembaga Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat Unila.
- (2) Apabila batas waktu penelitian habis peneliti belum menyerahkan hasil pekerjaan seluruhnya maka peneliti akan dikenakan denda sebesar 1 o/oo (satu permil) setiap hari keterlambatan sampai dengan setinggi-tingginya 5% (lima persen) dari nilai kontrak.
- (3) Bagi peneliti yang tidak dapat menyerahkan laporan hasil penelitian sampai dengan akhir tahun anggaran yang sedang berjalan maka sisa dana penelitian yang bersangkutan dinyatakan hangus dan peneliti wajib mengembalikan dana penelitian yang sudah dicairkan untuk dikembalikan ke Kas Negara;
- (4) Apabila Peneliti tidak dapat memenuhi pasal-pasal sebagaimana diatur dalam Perjanjian Penugasan Penelitian ini, maka Peneliti wajib mengembalikan seluruh dana penelitian yang telah diterimanya kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat Universitas Lampung untuk selanjutnya disetorkan ke Kas Negara;
- (5) Apabila dikemudian hari terbukti bahwa judul-judul penelitian sebagaimana dimaksud pada Pasal 1 dijumpai adanya indikasi duplikasi dengan penelitian lain dan/atau diperoleh indikasi ketidak jujur dan iktikad kurang baik yang tidak sesuai dengan kaidah ilmiah, maka penelitian tersebut dinyatakan batal dan Peneliti wajib mengembalikan dana penelitian yang telah diterimanya kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian kepada Masyarakat Universitas Lampung untuk selanjutnya disetor ke Kas Negara.

## **PASAL 8**

Surat Penugasan Penelitian ini dibuat rangkap 2 (dua), dan masing-masing bermeterai sesuai dengan ketentuan yang berlaku, dan biaya meterainya dibebankan kepada PIHAK KEDUA.

## PASAL 9

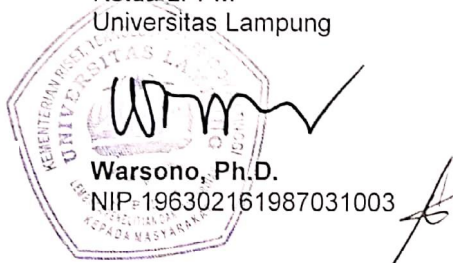
1. Jika terjadi perselisihan antara kedua belah pihak, pada dasarnya akan diselesaikan secara musyawarah.
2. Jika perselisihan itu tidak dapat diselesaikan secara musyawarah, maka akan diselesaikan oleh "Panitia Pendamai" yang berfungsi sebagai juri/wasit, yang dibentuk dan diangkat oleh kedua belah pihak yang terdiri :
  - Seorang wakil dari **PIHAK PERTAMA** sebagai anggota;
  - Seorang wakil dari **PIHAK KEDUA** sebagai anggota;
  - Seorang **PIHAK KETIGA** yang ahli sebagai Ketua, yang telah disetujui oleh **PIHAK PERTAMA** dan **PIHAK KEDUA**.
3. Keputusan Panitia Pendamai ini mengikat kedua belah pihak, dan biaya penyelesaian perselisihan yang dikeluarkan akan ditanggung secara bersama.
4. Jika Keputusan ini sebagai mana dimaksud ayat 3 pasal ini tidak dapat diterima oleh salah satu pihak, maka penyelesaian perselisihan akan diteruskan melalui Pengadilan Negeri.
5. Segala akibat yang terjadi dari pelaksanaan perjanjian ini, kedua belah pihak memilih kedudukan (domisili) yang tetap dan sah di Kantor Pengadilan Negeri Bandar Lampung.

## PASAL 10

Segala sesuatu yang belum diatur dalam surat perjanjian ini, atau perubahan-perubahan yang dipandang perlu oleh kedua belah pihak, akan diatur lebih lanjut dalam Surat Perjanjian Tambahan (Adendum) dan merupakan perjanjian yang tidak terpisahkan dari perjanjian ini.

**PIHAK PERTAMA,**

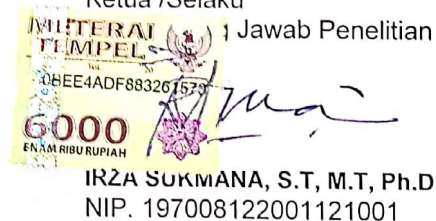
Ketua LPPM  
Universitas Lampung



**Warsono, Ph.D.**  
NIP. 196302161987031003

**PIHAK KEDUA,**

Ketua /Selaku  
Jawab Penelitian



**IRZA SUKMANA, S.T, M.T, Ph.D**  
NIP. 197008122001121001



KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI, DAN PENDIDIKAN TINGGI  
DIREKTORAT JENDERAL PENGUATAN RISET DAN PENGEMBANGAN

Direktorat Riset dan Pengabdian Masyarakat  
Lt.4 Gedung D Jalan Jenderal Sudirman, Senayan, Jakarta 10270  
Telepon: (021) 57946042 Fax: (021) 57946085  
Laman: <http://dikti.go.id>

---

|          |                                                                                         |                 |
|----------|-----------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|
| Nomor    | : 0299/E3/2016                                                                          | 27 Januari 2016 |
| Lampiran | : 1 (satu) berkas                                                                       |                 |
| Perihal  | : Penerima Hibah Penelitian dan Pengabdian Masyarakat<br>di Perguruan Tinggi Tahun 2016 |                 |

---

Yth. 1. Rektor/ Direktur/Ketua Perguruan Tinggi Negeri dan Swasta  
2. Koordinator Kopertis Wilayah I s/d XIV

Diberitahukan dengan hormat bahwa Direktorat Riset dan Pengabdian Masyarakat (DRPM) telah melakukan seleksi proposal Penelitian dan Pengabdian Masyarakat untuk pendanaan tahun 2016. Bersama ini kami sampaikan daftar nama penerima hibah Penelitian dan Pengabdian Masyarakat tahun 2016 sebagaimana terlampir.

Kami informasikan bahwa penerima hibah program Penelitian dan Pengabdian Masyarakat tahun 2016 adalah pengusul yang proposalnya dinyatakan lolos seleksi, dan yang bersangkutan juga telah mengisi serta mengunggah dalam SIMLIBTAMAS dokumen-dokumen pelaporan, hasil pelaksanaan kegiatan Penelitian dan Pengabdian Masyarakat tahun 2015 meliputi.

1. Laporan Penggunaan Anggaran;
2. Laporan Akhir; dan
3. Berkas Seminar Hasil (Artikel Ilmiah, Borang Capaian Kegiatan, Poster, dan Profil) bagi yang sudah selesai di tahun 2015.

Berkenaan dengan hal tersebut, DRPM mengucapkan selamat kepada penerima hibah Penelitian dan Pengabdian Masyarakat tahun 2016.

DRPM mengucapkan terimakasih kepada pengusul yang telah berpartisipasi dan apabila nama pengusul tidak tercantum, maka dapat mengusulkan kembali proposal hibah Penelitian dan Pengabdian Masyarakat untuk pendanaan tahun 2017.

Selanjutnya, kami mohon bantuan Saudara untuk menyampaikan informasi di atas kepada masing-masing penerima hibah Penelitian dan Pengabdian Masyarakat Tahun 2016.

Kami sampaikan bahwa mekanisme penyaluran dana hibah akan dilakukan melalui kontrak kerja antara DRPM dengan Ketua LP/LPPM/LPM Perguruan Tinggi Negeri dan atau Koordinator Kopertis Wilayah. Untuk maksud tersebut, bersama ini kami kirimkan daftar isian (terlampir) untuk diisi dan mohon segera dikirim melalui fax: 021-5731846, 57946085 dan email ke [dp2mdikti@yahoo.co.id](mailto:dp2mdikti@yahoo.co.id) (untuk program Penelitian), dan [ppm.dp2m@dikti.go.id](mailto:ppm.dp2m@dikti.go.id) (untuk program Pengabdian Masyarakat) paling lambat tanggal 15 Februari 2016. Penandatanganan kontrak dilakukan pada tanggal 17 Februari 2016 pukul 13.00 di Gedung Dikti lantai 2 Kementerian Riset, Teknologi dan Pendidikan Tinggi.

Hal-hal lain yang terkait dengan mekanisme penyaluran dana dan pelaksanaan hibah akan diinformasikan kemudian melalui laman: <http://simlibtamas.dikti.go.id>.

Atas perhatian dan kerjasama Saudara, kami ucapkan terima kasih.

Direktur Riset dan Pengabdian kepada  
Masyarakat  
ttd

Ocky Karna Radjasa  
NIP 196510291990031001

Tembusan.

1. Dirjen Penguatan Riset dan Pengembangan
2. Ketua LP/LPPM/LPM Perguruan Tinggi
3. Sekretaris Pelaksana Kopertis Wilayah I s/d XIV

**DAFTAR NAMA PEMENANG PENELITIAN TAHUN 2016**

| Kode PT | Nama PT                | NIDN       | Nama                 | Judul                                                                                                                                                                                                | Skim                                 | Status   |
|---------|------------------------|------------|----------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------|----------|
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1002037702 | RINI MULYANI         | Penilaian Kerentanan (Vulnerability Assessment) Struktur Beton Bertulang Di Sumatera Barat                                                                                                           | Penelitian Fundamental               | Baru     |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1004076202 | YEMPITA EFENDI       | Optimasi Bakteri Terpilih <i>Bacillus subtilis</i> dari Saluran Pencernaan Ikan Nila ( <i>Oreochromis niloticus</i> ) sebagai Sumber Enzim Protease                                                  | Penelitian Fundamental               | Baru     |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1010117202 | TIENN IMMERRY        | UNGKAPAN MINANGKABAU: KOMIK STRIP DAN ILUSTRASINYA                                                                                                                                                   | Penelitian Dosen Pemula              | Baru     |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 0020027405 | MIRZA ZONI           | Analisa Error State pada Sistem Pengendali Anti Windup dan Sliding Mode Control dengan Sistem Observer Melalui Sejumlah Linear Matrix Inequality                                                     | Penelitian Dosen Pemula              | Baru     |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1024127303 | DESY ARYANTI         | Konsep Pengembangan Kawasan Wisata Gunung Bungsu Resort Sebagai Kawasan Ekowisata Dan Wisata Olah Raga Berbasis Pemberdayaan Masyarakat                                                              | Penelitian Dosen Pemula              | Baru     |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1001047101 | HENDRA SUHERMAN      | Pengaruh Bentuk, Ukuran dan Kandungan Grafit Terhadap Nilai Konduktif Listrik dan Kekuatan Tarik Komposit Polimer Konduktif                                                                          | Penelitian Fundamental               | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1031077503 | AZRITA               | Pemetaan Keragaman Genetik Ikan Gurami ( <i>Ospheerenemus gouramy</i> Lac) di Kabupaten Lima Puluh Kota Menuju Perbaikan Broodstock                                                                  | Penelitian Fundamental               | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1028037001 | MARIA ULFAH          | POTENSI KATALIS HETEROGEN ASAM $\gamma$ -ZEOLITE Y-GAMMA ALUMINA UNTUK PRODUKSI BIODIESEL DAN KOMPONEN BLENDING BIODIESEL BERBAHAN BAKU MINYAK BIJI KARET                                            | Penelitian Fundamental               | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 0015075904 | JUNAIDI              | Kajian Strategi Pengentasan Kemiskinan Nelayan Ditinjau dari Perspektif Multi Dimensi di Kota Padang                                                                                                 | Penelitian Hibah Bersaing            | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1025116801 | AYU BIDIAWATI JR     | PERANCANGAN ALAT BANTU KERJA OPERATOR PEMBUATAN BATAKO DAN CINCIN SUMUR BERBASIS HUMAN DESIGN DAN ERGONOMIS                                                                                          | Penelitian Hibah Bersaing            | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1014087202 | LINDAWATI            | Model Penguatan Kelembagaan KJKS dan Partisipasi Masyarakat Dalam Pengentasan Kemiskinan di Kota Padang                                                                                              | Penelitian Hibah Bersaing            | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 0005105803 | WINCE HENDRI         | Keragaman Genetik dan Hubungan Filogenetik Kodok Raksasa <i>Limnonectes Blythii</i> Kompleks Berdasarkan Gen Sitokrom-b pada Daerah yang Berbeda di Sumatera Barat                                   | Penelitian Fundamental               | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 0002097002 | ERNI FEBRINA HARAHAP | Identifikasi Karakteristik Sektor Informal (PKL) Dan Kontribusinya Terhadap Perekonomian Kota Padang                                                                                                 | Penelitian Fundamental               | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 0004106207 | IMAN LAILI           | Pembuatan Kamus, Website dan ensiklopedia "Seni Anak Nagari" Berbasis Linguistik Kultural untuk Pengembangan Pariwisata di Sumatera Barat                                                            | Penelitian Hibah Bersaing            | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 0019126801 | RITA DESFITRI        | ANALISIS DIAGNOSTIK PENGUASAAN MATERI DAN PEMBELAJARAN DALAM MATERI LIMIT DAN TURUNAN OLEH GURU MATEMATIKA SLTA DI KOTA PADANG (Untuk Menjembatani Matematika Sekolah dengan Matematika Universitas) | Penelitian Fundamental               | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 0020016002 | HAFRIJAL SYANDRI     | Model Dinamik Pengelolaan Kawasan Danau Maninjau Untuk Ketahanan Air                                                                                                                                 | Penelitian Unggulan Perguruan Tinggi | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1030117401 | NOVIYARSI            | PERANCANGAN ALAT PENCETAK BRIKET ARANG SEKAM SEBAGAI ENERGI ALTERNATIF                                                                                                                               | Penelitian Hibah Bersaing            | Lanjutan |
| 101001  | Universitas Bung Hatta | 1007086301 | USMAN BULANIN        | Kajian Bioekologi dan Reproduksi sebagai Dasar Upaya Pelestarian Ikan Mingkih, <i>Cestraceus plicatilis</i> , di Pesisir Selatan                                                                     | Penelitian Fundamental               | Lanjutan |

|        |                     |            |                        |                                                                                                                                                                                                                     |                                                   |          |
|--------|---------------------|------------|------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|----------|
| 001026 | Universitas Lampung | 0009098109 | MAHFUT                 | Deteksi dan karakterisasi molekuler Odontoglossum ringspot virus (ORSV) pada anggrek Phalaenopsis sp. alam di Indonesia                                                                                             | Penelitian Disertasi Doktor                       | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0021075603 | LIES MARIA HAMZAH      | DAMPAK SPILLOVERS PENANAMAN MODAL ASING (PMA) TERHADAP PRODUKTIVITAS INDUSTRI MANUFAKTUR<br>INDONESIA TAHUN 2000--2010                                                                                              | Penelitian Disertasi Doktor                       | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0025116104 | SRI WAHYUNINGSIH       | Percepatan Pembungaan Melalui Penyisipan Gen Phalaenopsis amabilis Flowering locus T Pada Tanaman Nicotiana tabacum L.                                                                                              | Penelitian Disertasi Doktor                       | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0028126302 | DWI ASMI               | Desain Mikrostruktur dan Karakterisasi Keramik Matriks Komposit Biohydroxyapatite Reinforced Calcium Silicate Berbasis Biogenic Silica Sekam Padi dan Aragonite Cockles Shells dengan Teknik Liquid Phase Sintering | Penelitian Kompetensi                             | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0010055403 | TATI SUHARTATI         | Isolasi, Pemurnian, dan Sintesis Senyawa Turunan Flavonoid yang Berpotensi sebagai Antikanker dan Antimalaria dari Artocarpus rigida                                                                                | Penelitian Kompetensi                             | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0004018102 | RUDY                   | Rekonstruksi Pembangunan Legislasi Berbasis Hukum Pengayoman                                                                                                                                                        | Penelitian Kompetensi                             | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0007065904 | WASINTON SIMANJUNTAK   | REALISASI PENGOLAHAN RESIDU AGROINDUSTRI (BAGAS TEBU DAN ONGGOK) MENJADI BAHAN BAKAR CAIR (LIQUID FUEL) DENGAN METODE PIROLISIS MENGGUNAKAN KATALIS ZEOLIT SINTETIK BERBASIS SILIKA SEKAM PADI                      | Penelitian Kompetensi                             | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0012027105 | WARSITO                | DESAIN DAN PENGEMBANGAN SISTEM AKUISISI DATA<br>WIRELESS MULTISENSOR BERESOLUSI TINGGI                                                                                                                              | Penelitian Kompetensi                             | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0001056003 | SOESILADI ESTI WIDODO  | PERLAKUAN PRA- DAN PASCA-PANEN UNTUK MENINGKATKAN MUTU BUAH MANGGIS (Garcinia mangostana L.)                                                                                                                        | Penelitian Kompetensi                             | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0012087006 | IRZA SUKMANA           | PENGEMBANGAN BIOMATERIAL BERBASIS PADUAN MAGNESIUM DENGAN APLIKASI SISTEM PENGEORAN SQUEEZE CASTING UNTUK PEMBUATAN BAUT TULANG (BONE SCREW)                                                                        | Penelitian Kompetensi                             | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0005077407 | SURIPTO DWI YUWONO     | SINTESIS DAN KARAKTERISASI NANOPARTIKEL POLI ASAM LAKTAT DARI ASAM LAKAT HASIL FERMENTASI LIMBAH PADAT TAPIOKA                                                                                                      | Penelitian Kompetensi                             | Baru     |
| 001026 | Universitas Lampung | 0028117302 | ARDIAN ULVAN           | Improving Energy and Spectrum Efficiencies in Mobile and Wireless Networks by Dynamic Spectrum Access and Cognitive Radio                                                                                           | Kerjasama Luar Negeri dan Publikasi Internasional | Lanjutan |
| 001026 | Universitas Lampung | 0023096903 | EDWIN AZWAR            | ANALISA KUAT TARIK KOMPOSIT BETON SELULOSA DAN HEMISELULOSA DARI SABUT KELAPA                                                                                                                                       | Penelitian Hibah Bersaing                         | Lanjutan |
| 001026 | Universitas Lampung | 0028105708 | ROCHMIYATI             | PENGEMBANGAN MODEL BAHAN AJAR BERBASIS KURIKULUM 2013 UNTUK PEMBELAJARAN TEMATIK TERPADU DI SEKOLAH DASAR                                                                                                           | Penelitian Hibah Bersaing                         | Lanjutan |
| 001026 | Universitas Lampung | 0028047203 | DIKPRIDE DESPA         | SMART MONITORING BESARAN LISTRIK, TEMPERATUR DAN BANDWIDTH BERBASIS MINI SINGLE BOARD COMPUTER BCM 2835                                                                                                             | Penelitian Hibah Bersaing                         | Lanjutan |
| 001026 | Universitas Lampung | 0008076602 | MADI HARTONO           | PENGUNAAN FEED ADDITIVE BRUSEIN-A DARI BUAH MAKASAR (Brucea javanica) TERHADAP PERFORMAN AYAM JANTAN TIPE MEDIUM                                                                                                    | Penelitian Hibah Bersaing                         | Lanjutan |
| 001026 | Universitas Lampung | 0018105302 | ADELINA HASYIM         | PROBLEMATIKA PENERAPAN KURIKULUM 2013 TINGKAT SEKOLAH DASAR (SD)DI KOTA BANDAR LAMPUNG                                                                                                                              | Penelitian Fundamental                            | Lanjutan |
| 001026 | Universitas Lampung | 0021106502 | SRI RATNA SULISTIYANTI | Karakterisasi Polusi Udara Berbasis Citra Inframerah Menggunakan Alihragam Wavelet                                                                                                                                  | Penelitian Fundamental                            | Lanjutan |

Kode>Nama Rumpun Ilmu:431/ Teknik Mesin

**LAPORAN AKHIR TAHUN I  
PENELITIAN HIBAH KOMPETENSI**



**PENGEMBANGAN BIOMATERIAL BERBASIS PADUAN MAGNESIUM  
DENGAN APLIKASI SISTEM PENGECORAN *SQUEEZE CASTING* UNTUK  
PEMBUATAN BAUT TULANG (*BONE SCREW*)**

Tahun ke- 1 dari rencana 2 tahun

**TIM PENGUSUL:**

**Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D. NIDN 0012087006 (Ketua)**

**Dr. Ir. Yanuar Burhanuddin, M.T./NIDN 0006056402**

**Dr. Eng. Shirley Savetlana, S.T., M.Met/NIDN 0002027402**

**UNIVERSITAS LAMPUNG  
NOVEMBER 2016**

## HALAMAN PENGESAHAN

Judul

: PENGEMBANGAN BIOMATERIAL BERBASIS  
PADUAN MAGNESIUM DENGAN APLIKASI  
SISTEM PENGECORAN SQUEEZE CASTING UNTUK  
PEMBUATAN BAUT TULANG (BONE SCREW)

### **Peneliti/Pelaksana**

Nama Lengkap

: IRZA SUKMANA S.T, M.T, Ph.D

Perguruan Tinggi

: Universitas Lampung

NIDN

: 0012087006

Jabatan Fungsional

: Lektor

Program Studi

: Teknik Mesin

Nomor HP

: 081294836432

Alamat surel (e-mail)

: irza.sukmana@eng.unila.ac.id

### **Anggota (1)**

Nama Lengkap

: Dr.Ir YANUAR BURHANUDDIN

NIDN

: 0006056402

Perguruan Tinggi

: Universitas Lampung

### **Anggota (2)**

Nama Lengkap

: Dr. Eng. SHIRLEY SAVETLANA S.T., M.Met.

NIDN

: 0002027402

Perguruan Tinggi

: Universitas Lampung

Institusi Mitra (jika ada)

Nama Institusi Mitra

: -

Alamat

: -

Penanggung Jawab

: -

Tahun Pelaksanaan

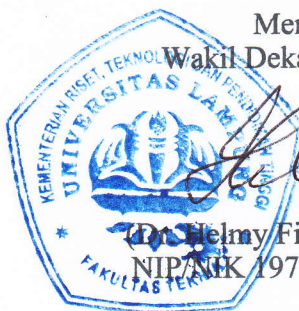
: Tahun ke 1 dari rencana 2 tahun

Biaya Tahun Berjalan

: Rp 100.000.000,00

Biaya Keseluruhan

: Rp 261.800.000,00



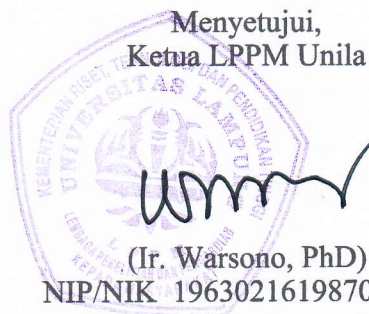
Mengetahui,  
Wakil Dekan I Fak. Teknik

(Dr. Helmy Fitriawan, S.T., MSc)  
NIP/NIK 197509282001121002

Bandar Lampung, 26 - 11 - 2016

Ketua,

(IRZA SUKMANA S.T, M.T, Ph.D)  
NIP/NIK 197008122001121001



Menyetujui,  
Ketua LPPM Unila

(Ir. Warsono, PhD)  
NIP/NIK 196302161987031003

## DAFTAR ISI

|                                |    |
|--------------------------------|----|
| Lembar Pengesahan .....        | 2  |
| Daftar Isi .....               | 3  |
| Ringkasan .....                | 4  |
| BAB I PENDAHULUAN.....         | 5  |
| BAB II URAIAN KEGIATAN.....    | 8  |
| BAB III METODE PENELITIAN..... | 11 |
| BAB IV HASIL PENELITIAN.....   | 12 |
| DAFTAR PUSTAKA .....           | 23 |
| LAMPIRAN .....                 | 24 |

Lampiran Outcomes (Hasil-hasil) Penelitian

## RINGKASAN

Penemuan material baru selalu memegang peran kunci di dalam pengembangan teknologi baru. Pada saat ini, paduan dan komposit berbasis magnesium merupakan material baru yang telah digunakan pada berbagai aplikasi, seperti: alat elektronik, pesawat terbang, mesin mobil dan termasuk material untuk biomedik (*biomedical materials*) atau biomaterial. Paduan magnesium memiliki keunggulan dibandingkan logam lain, dimana setiap paduan memiliki keunikan sifat fisik dan mekanik tersendiri, bergantung pada unsur paduan utamanya. Tingginya tingkat kebutuhan bahan pengganti tulang (*bone implant*) menyebabkan peneliti material dan kesehatan biomedis terus mengembangkan material maju yang memiliki sifat mekanik menyerupai tulang manusia sekaligus mempunyai sifat **biocompatibility** dan **biodegradable** yang optimum. Paduan logam berbasis magnesium (*magnesium-based alloys*) merupakan alternatif yang potensial untuk aplikasinya sebagai biomaterial tulang mengingat sifat mekaniknya yang menyerupai tulang manusia dan bila terdegradasi, magnesium merupakan unsur yang tidak berbahaya (*non-toxic*) bagi tubuh manusia. Magnesium juga merupakan elemen penting dalam proses pertumbuhan dan pembentukan tulang. Salah satu aplikasinya biomaterial tulang adalah pembuatan baut tulang (*bone screw*) yang sering digunakan dalam proses penyembuhan trauma atau patah tulang (*bone fracture*). Sebagai contoh, pada kasus patah tulang kaki, tangan atau bahu, akan disarankan untuk di-implan logam penopang berupa pelat penyambung tulang bertekanan dinamis (*dynamic compression plate, DCP*) untuk membantu proses penyembuhan tulang yang terdiri dari pelat dinamis dan baut tulang. DCP dapat dipasang secara internal (di dalam lapisan daging dan kulit, maupun external (di luar tubuh). Pelat dan baut DCP yang ada di Indonesia, adalah produk import dan umumnya bukan logam yang dapat terdegradasi, seperti: baja tahan karat, titanium, dan platinum. Produk pelat dan baut tulang yang masih impor tersebut didisain untuk pasien di Eropa yang berpostur lebih besar dari orang Indonesia sehingga sebenarnya kurang cocok. Selain itu, sistem baut yang tidak terdegradasi akan memberikan efek sakit (*trauma*) pada pasien dua kali yaitu saat pemasangan dan pencabutan DCP. Bekas baut tulang juga akan menyisakan lubang pada tulang yang dapat memperbesar resiko patah tulang kedua. Paduan magnesium memiliki keunggulan karena dapat terkorosi (*biodegradable*), dimana waktu korosinya (*corrosion time*) dapat dimanipulasi sesuai dengan komposisi unsur penambahnya. Penelitian bertujuan untuk memanfaatkan teknologi *squeeze casting* untuk membentuk bahan paduan magnesium yang memiliki sifat mekanik dan ketahanan korosi yang optimum untuk aplikasi baut tulang terdegradasi (*biodegradable bone screw*). Produk tersebut diharapkan dapat memenuhi persyaratan kebutuhan bahan baku ortopedik yang *biocompatible* dan *biodegradable*, ekonomis dan diproduksi oleh bangsa Indonesia untuk menggantikan produk material baut tulang yang masih dimpor dengan harga yang sangat mahal.

**Kata kunci:** magnesium, baut tulang, fraktur tulang, *biodegradable*, external DCP, *squeeze casting*

## **BAB I**

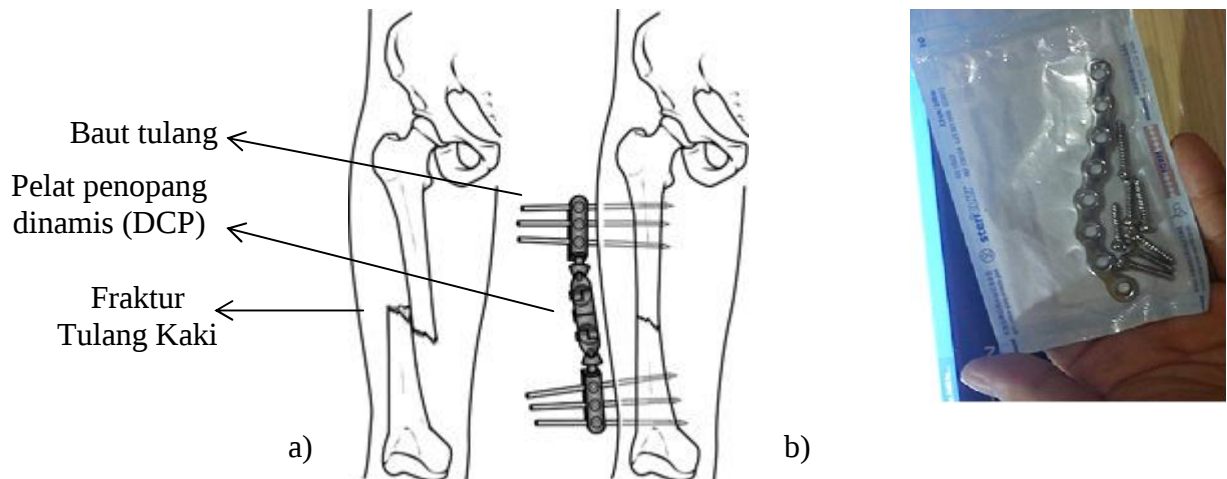
### **PENDAHULUAN**

#### **a) Latar Belakang**

Jutaan orang menderita karena adanya trauma tulang yang dapat disebabkan baik oleh kecelakaan, penyakit, atau pun cacat bawaan. Angka kejadian trauma tulang juga terus meningkat seiring dengan banyaknya kasus trauma tulang yang disebabkan oleh faktor usia, seperti dengan adanya penuaan tulang (osteoporosis). Sebagai contoh, berdasarkan data penderita yang dirawat di Staf Medis Fungsional (SMF) Ilmu Bedah Rumah Sakit Umum DR. Soetomo Surabaya tahun 2001-2005, menunjukkan bahwa penderita fraktur tulang akibat kecelakaan lalu lintas sekitar 64,38%. Angka kejadian fraktur tulang pada mandibula (rahang bawah) dan maksila (rahang atas) menempati urutan terbanyak yaitu sebesar 29,85%, fraktur zigoma (rangka wajah) 27,64% dan fraktur nasal (hidung) 12,66% (Reksoprawiro, 2006).

Kasus-kasus trauma dan fraktur tulang tersebut dapat menimbulkan kerusakan pada struktur tulang dan sampai saat ini proses rekonstruksi tulang masih menjadi tantangan bagi para ahli bedah, karena proses penyembuhannya seringkali mengalami gangguan atau bahkan kegagalan (Zhao, 2009; Rimondini dkk., 2004). Teknologi kedokteran biomedik menganjurkan bahwa untuk membantu proses rekonstruksi trauma tulang yang besar, dilakukan terapi dengan menggunakan bantuan material penopang tulang yaitu dapat berbentuk pelat (*bone plate*), baut tulang (*bone screw*), atau disebut dynamic compression plate (DCP), yang dapat dipasang secara internal (di dalam lapisan daging dan kulit) atau external, sebagaimana Gambar 1.

Hingga kini, Indonesia masih sangat tergantung terhadap produk trauma tulang impor, dimana telah di disain untuk postur tubuh orang wetern, sehingga kurang cocok untuk orang Indonesia. Selain itu, baut tulang yang tersedia adalah berbahan tidak terdegradasi (non degradable) seperti: titanium, stainless steel, dan platinum. Baut jenis bahan yang tidak terdegradasi tersebut akan memberikan rasa sakit dan bekas lubang pada saat pengambilan pelat tulang sehingga berpotensi untuk memberikan patah kedua. Sebagai alternative bahan implant tulang, magnesium juga memiliki keunggulan karena sifat mekaniknya mendekati tulang manusia.



Gambar 1. Pernyembuhan patah tulang dengan pelat fiksasi eksternal dan baut tulang (a) dan contoh produk DCP (stericlin<sup>TM</sup>) impor Jerman (b)

Selain itu, Indonesia juga memiliki potensi yang besar dalam pengembangan material berbasis magnesi. Berdasarkan data Lembaga Pusat Pengkajian dan Pengembangan Geologi ITB Bandung, Indonesia memiliki cadangan magnesit (bahan baku magnesium) yang cukup besar, yaitu sekitar 2,2 juta ton di pulau Padamarang, Kabupaten Kolaka, Propinsi Sulawesi Tenggara. Selain itu, Dolomit di Gresik dan Bangkalan, Madura sekitar 550 juta ton. Bahan mentah penghasil logam magnesium tersebut merupakan potensi untuk disintesa menjadi komposit magnesium bagi aplikasi kesehatan dan material maju agar Indonesia tidak terus bergantung pada bahan logam magnesium dan peralatan medik impor.

Penelitian ini mempunyai tujuan mendapatkan komposit magnesium yang sesuai dengan kebutuhan material ortopedik dengan teknik pemaduan dan sintering yang ekonomis dengan menggunakan teknologi *squeeze casting* (pengecoran tekan). Material yang dikembangkan akan menjadi bahan dasar yang memenuhi persyaratan kebutuhan alat ortopedik yang biocompatibility dan biodegradable, murah dan mudah didapatkan di Indonesia. Tersedianya bahan baku alat kesehatan akan memicu perkembangan industri alat kesehatan. Dengan demikian ketergantungan negara Indonesia terhadap bahan baku dan produk alat kesehatan dapat dikurangi.

## **b) Tujuan dan Sasaran**

Penelitian ini dirancang selama dua (2) tahun dengan tujuan dan sasaran penelitian diuraikan sebagai berikut, yaitu:

Penelitian tahun I mempunyai tujuan sebagai berikut:

- a. Melakukan sintesa untuk pepaduan (*alloying*) magnesium dengan memvariasikan komposisi logam dasar magnesium dan unsur paduan lain, seperti: Zink (Zn), Silicon (Si), Alumunium (Al) dan keramik ( $\text{CaCO}_3$ ) untuk mendapatkan paduan komposit yang optimal.
- b. Menguji potensi aplikasi sistem pengecoran tekan (*squeeze casting*) untuk memproduksi baut tulang yang dapat terdegradasi (*degradable bone screw*)
- c. Melakukan optimasi *annealing* untuk memperbaiki karakteristik mekanik paduan magnesium yang diproduksi.
- d. Melakukan pengujian karakteristik bahan dengan uji mekanik, metalografi dan komposisi kimia, uji mampu bentuk, uji toksitas dan uji korosi.

**Sasaran dari tahun I yaitu: memproduksi sampel baut tulang degradable berbasis magnesium dengan komposisi kimia dan sifat mekanik yang optimum.**

Penelitian tahun II mempunyai tujuan sebagai berikut:

- a. Melakukan simulasi aliran material pada cetakan menggunakan bantuan software disain DEFORM 3D.
- b. Merancang dan membuat cetakan implant untuk produksi masal.
- c. Membuat model implan tulang dengan berbagai dimensi dengan surface treatment dengan ball-burnishing
- d. Melakukan uji biokompatibiliti, toksitas dan uji korosi secara in vitro (Lab).

**Sasaran dari tahun ke dua adalah: prototipe peralatan kesehatan ortopedik berbahan paduan magnesium dengan perlakuan mekanik**

## BAB II

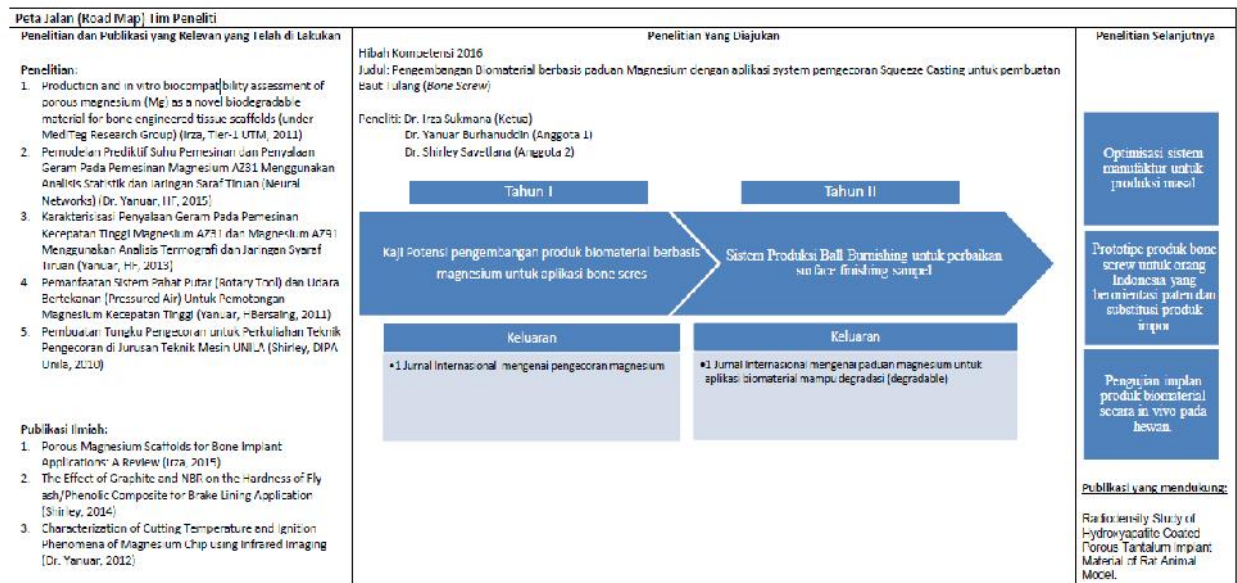
### URAIAN KEGIATAN

#### 2.1 Ketersediaan Sumber Daya Manusia dan Sarana Prasarana

Tim penelitian didukung oleh sumber daya manusia yang sesuai dengan judul penelitian yang diajukan, dimana Ketuanya, Dr. Irza Sukmana telah mengikuti beberapa penelitian awal dalam biomaterial (berbasis polimer, keramik, logam tantalum, dan magnesium) yang ditunjukkan oleh publikasi ilmiah dalam 5 tahun terakhir. Anggota peneliti terdiri juga terdiri dari dua orang Doktor yang menekuni bidang produksi (Yanuar Burhanuddin) dan bidang material komposit (Shirley Savetlana). Penelitian ini akan dilakukan menggunakan sarana Lab Material dan Lab Produksi di Jurusan Teknik Mesin Unila yang telah memadai untuk melakukan sebagian aktifitas penelitian yaitu pemaduan (alloying), pemanilan (annealing), squeeze casting dan ball-burnishing. Sedangkan untuk metalografi paduan dan pengujian sifat-sifat paduan akan dilakukan di Laboratorium Pusat Pengembangan Material (P2M), LIPI Serpong. Uji in vitro dan studi toksisitas akan dilakukan di Laboratorium Radiologi, Departemen Klinik, Reproduksi dan Patologi Fakultas Kedokteran Hewan Institut Pertanian Bogor, IPB.

| <b>Nama</b>                       | <b>Irza Sukmana</b>         | <b>Yanuar<br/>Burhanuddin</b> | <b>Shirley Savetlana</b>  |
|-----------------------------------|-----------------------------|-------------------------------|---------------------------|
| <b>Gelar Akademik</b>             | S.T., M.T., Ph.D.           | Dr., Ir., M.T.                | Dr. Eng., S.T., M. Met.   |
| <b>Pria/Wanita</b>                | Pria                        | Pria                          | Wanita                    |
| <b>Unit Kerja</b>                 | Jurusan Tek. Mesin – FT     | Jurusan Tek. Mesin – FT       | Jurusan Tek. Mesin – FT   |
| <b>Tugas Dalam Kegiatan</b>       | Ketua                       | Anggota                       | Anggota                   |
| <b>Bidang Keahlian</b>            | Material maju - Biomaterial | Teknik Produksi               | Teknik Material/Metalurgi |
| <b>Pendidikan Akhir</b>           | S3                          | S3                            | S3                        |
| <b>Alokasi Waktu (Jam/Minggu)</b> | 10                          | 10                            | 10                        |
| <b>Lembaga</b>                    | Universitas Lampung         | Universitas Lampung           | Universitas Lampung       |

Berikut adalah Peta Jalan (Road Map) penelitian ini



## 2.2 Manfaat dan Target Penelitian

Saat ini perhatian terhadap magnesium semakin meningkat untuk menggantikan bahan-bahan metalik yang telah disebutkan di atas disebabkan beberapa sebab yaitu:

- Ringan, hanya 1/3 berat titanium dan 1/5 berat baja tahan karat.
- Memiliki modulus elastisitas yang hampir sama dengan tulang yaitu sekitar 45 GPa.
- Memiliki biokompatibilitas yang baik.
- Lebih kuat dibandingkan bahan polimer.

Produk korosi (degradasi) dari paduan magnesium bersifat tidak berbahaya bagi tubuh (*non-toxic*) dan mudah dibuang, sehingga komposit magnesium ideal untuk dijadikan sebagai bahan implan tulang yang dapat terdegradasi (*biodegradable implant*). Namun sebagai bahan bedah orthopedik, magnesium memiliki beberapa kekurangan, diantaranya adalah: tidak mudah dibengkokkan atau sifat elastisitasnya yang rendah, dan laju korosi yang tinggi, sehingga dapat terdegradasi sebelum trauma (fraktur) tulang yang patah menyambung kembali.

Untuk mengurangi kelemahan paduan magnesium tersebut, akan diteliti pepaduan magnesium dengan unsur-unsur logam yang cukup banyak tersedia yaitu seng (Zn), mangan (Mn) dan silikon (Si). Zn adalah unsur yang diperlukan dan merupakan komponen dari beberapa protein, sintesa asam nukleat pada tubuh manusia. Zn juga dapat mempercepat metabolisme sel tulang [Yin 2008]. Pada

produk paduan dengan proses ekstruksi, kekuatan tarik dan elongation meningkat seiring dengan naiknya presentasi tetapi untuk kandungan 3% Zn, elongation turun drastic. Pada penambahan Zn 1% ke Magnesium ukuran butir adalah 200-400  $\mu\text{m}$  apabila ditingkatkan prosentase Zn menjadi 3%, ukuran butir menjadi 50-80  $\mu\text{m}$ . Stress dan strain diagram menunjukkan produk Mg-Zn casting mengalami pengerasan regangan. Zn dapat mengubah morphology  $\text{Mg}_2\text{Si}$  phase sehingga dapat meningkatkan sifat-sifat mekanik paduan Mg-Si-Ca[Erlin 2010].

Unsur Mn dapat menghaluskan butir dan meningkatkan kekuatan tarik paduan Magnesium [Zhigang 2011].Paduan Mn juga menghilangkan unsur pengotor Fe dan unsur logam berat.[Erlin 2009].Silikon adalah unsur yang penting didalam tubuh manusia.Silikon memainkan peran yang penting dalam membangun sistim kekebalan tubuh [Mc.Carty 1997].Lebih jauh Silikon memainkan peran yang penting dalam pertumbuhan tulang dan jaringan.Hal ini membuka kemungkinan bahwa Mg-Si bisa diaplikasikan dalam bidang biomedical tetapi paduan ini mempunyai kekuatan dan kekuatan luluh yang rendah karena besarnya ukuran partikel dari fasa  $\text{Mg}_2\text{Si}$  dan fasa eutetik yang getas.

Selain dari teknologi pemaduan untuk mendapatkan bahan baru atau perbaikan sifat bahan yang ada, penggunaan teknologi pembentukan dalam ilmu kedokteran dan kedokteran gigi secara permanen meningkat.Pembentukan adalah salah satu penerapan teknologi terdepan untuk memproduksi implan.Keunggulan teknologi pembentukan adalah:

- Sifat mekanik komponen yang dibentuk meningkat seperti kekuatan, kekerasan, ketahanan fatik dan kualitas permukaan.
- Ketelitian dan kualitas permukaan tinggi dan keterulangan geometri tinggi
- Penghematan biaya karena pengurangan waktu proses produksinya.

## BAB III

### METODE PENELITIAN

#### 3.1 Tahap Kegiatan Riset

##### Tahun I

1. *Preliminary study* mengenai paduan magnesium dengan Zn-Mn-Si
  - a. Studi literatur
  - b. Pilot casting untuk menguji solubility
  - c. Uji metalografi untuk melihat struktur mikro
2. Memvariasikan komposisi Mg dan Si untuk mendapatkan paduan optimum.
3. Pembuatan *ingot* paduan terpilih.
4. Melakukan uji metalografi untuk melihat struktur mikro.
5. Pengujian sifat-sifat mekanik:
  - a. Uji tarik
  - b. Uji tekuk
  - c. Uji retak
  - d. Uji kekerasan
  - e. Uji geseran dan Uji mampu bentuk (*formability*).
6. Optimasi sifat mekanik menggunakan metoda statistik
7. Uji biocompatibility ke dalam *dalam larutan SBF (Simulated Body Fluid)*

Pada Tahun I keluaran yang diharapkan adalah hasil coran (berupa batangan) yang sudah diuji sifat mekaniknya, 1 buah makalah seminar nasional, satu buah makalah jurnal nasional, satu buah draft makalah jurnal nasional terakreditasi dan satu buah draft makalah jurnal internasional dengan perincian sebagai berikut:

Bulan-02: Studi literature untuk menentukan komposisi paduan magnesium yang optimal dan persiapan rancangan alat cetak pengecoran (*foundry chamber*).

Bulan-04: Peralatan pengujian pengecoran magnesium selesai

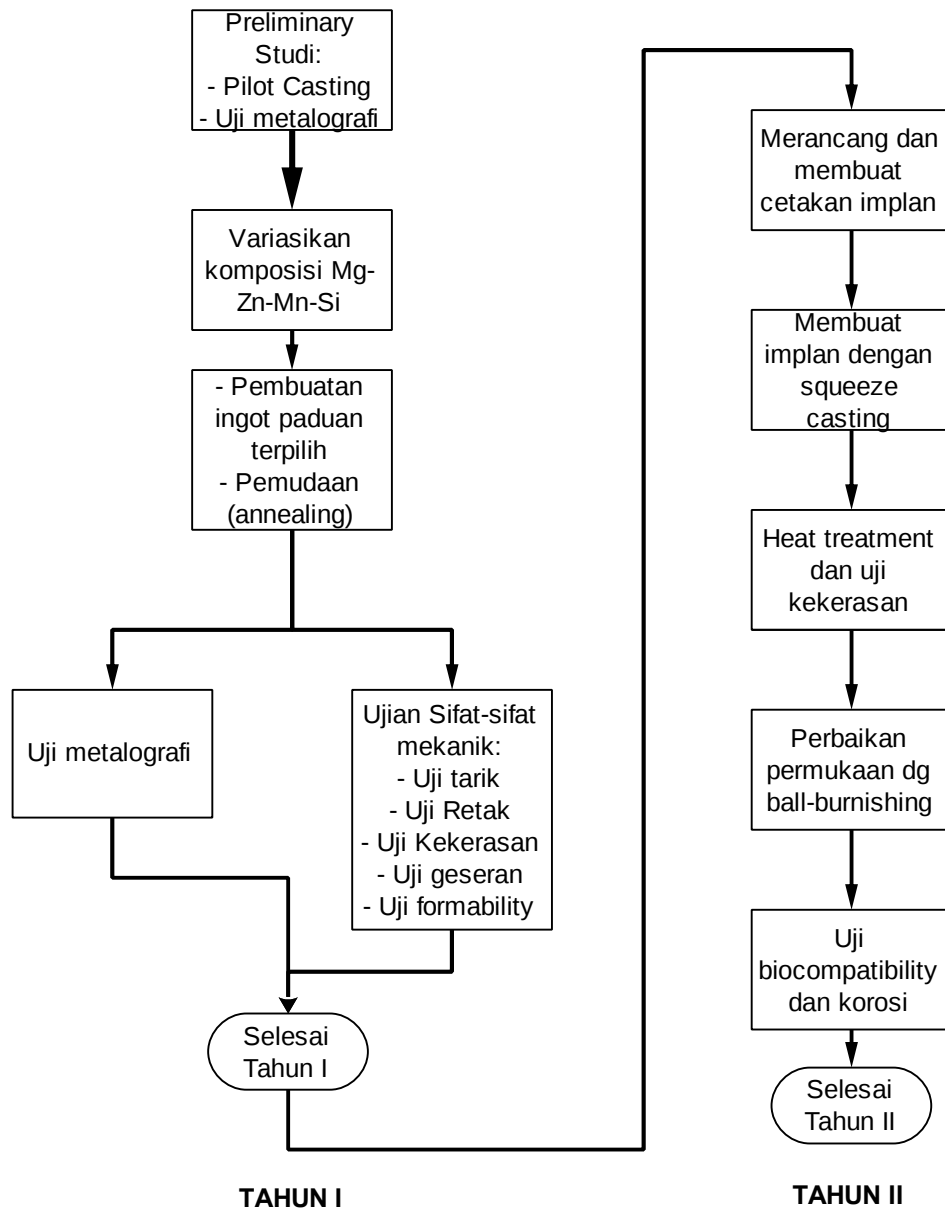
Bulan-05: 1 (satu) buah makalah Seminar Nasional mengenai perancangan alat pengecoran Magnesium komposit

Bulan-06: Hasil awal pengecoran magnesium yang siap diuji sifat mekanik

Bulan-08: 1 (buah) makalah jurnal nasional (terakreditasi) atau jurnal Internasional yang di-index Scopus mengenai Review on Magnesium Composites.

Bulan-10: Pengujian mekanik dan laporan tahun pertama selesai. Hasil review manuscript jurnal internasional terindex diterima (*accepted or revision*)

### 3.2 Diagram Alir kegiatan riset



Gambar 2. Diagram alir (*Flow Chart*) kegiatan penelitian

## **BAB IV**

### **HASIL PENELITIAN**

#### **4.1. Pendahuluan**

Berikut adalah rencana kegiatan penelitian Hibah Kompetensi Tahun 2016 yang direncanakan:

- a. Studi literatur
- b. Pengecoran awal (*pilot casting*) bahan baut tulang
- c. Pengujian mekanik dan metalografi bahan hasil sintering
- d. Penyiapan alat *squeeze casting*
- e. Melaksanakan outcomes yang dijanjikan dalam penelitian ini, yaitu:
  - 1 Presentasi Penelitian dalam Seminar Nasional
  - 1 Publikasi Ilmiah di Jurnal Nasional Terakreditasi
  - 1 Buku Ajar
  - 1 Presentasi di Seminar/Konferensi Internasional
  - 1 Artikel di Jurnal Internasional

#### **4.2. Hasil Penelitian**

##### **4.2.1 Studi literatur**

Patah (fraktur) tulang merupakan salah satu jenis kegagalan, disfungsi tulang atau trauma tulang yang dapat disebabkan oleh cacat bawaan, penyakit, maupun karena kecelakaan. Trauma tulang dapat juga dipicu oleh faktor usia, seperti terjadinya fraktur karena penuaan tulang (*osteoporosis*). Kasus fraktur tulang di Indonesia terus meningkat dari tahun ke tahun. Berdasarkan data penderita yang dirawat di Staf Medis Fungsional (SMF) Ilmu Bedah Rumah Sakit Umum DR. Soetomo Surabaya tahun 2001-2005 yang dirangkum oleh Reksoprawiro (2006), menunjukkan bahwa penderita fraktur tulang akibat kecelakaan lalu lintas sekitar 64,38%. Dari data tersebut, angka kejadian fraktur pada mandibula (rahang bawah) dan maksila (rahang atas) menempati urutan terbanyak yaitu sebesar 29,85%, fraktur zigoma (rangka wajah) 27,64% dan fraktur nasal (hidung) 12,66%. Peningkatan yang sama juga terjadi di dunia, dimana patah tulang pangkal paha atau panggul (*hip bone*) di seluruh dunia mencapai angka 1,66 juta kasus di tahun 1990 dan diperkirakan terus meningkat hingga angka 6,26 juta kasus pada tahun 2050 (Doblare, 2004).

Dalam kedokteran ortopedi modern, salah satu strategi untuk penyembuhan kasus fraktur tulang adalah dengan memanfaatkan pelat penyangga berbahan logam tahan karat yang dibautkan langsung pada daerah sekitar tulang yang patah. Menurut Denkane et al. (2011), pelat penyangga tahan karat yang sering digunakan diantaranya dari bahan baja tahan karat, paduan titanium, dan platinum. Karena sifatnya yang bertujuan untuk memberi dukungan mekanis kepada tulang agar dapat bergerak dinamis, maka pelat penyangga ini dikenal sebagai pelat kompresi dinamis atau *dynamic compression plate (DCP)*. Pelat DCP juga dilengkapi dengan baut tulang (*bone screw*) untuk megikatkan pelat dengan struktur tulang. Selanjutnya, Witte et al. (2008), menjelaskan bahwa metode penyembuh fraktur tulang menggunakan DCP juga terbukti lebih unggul bila dibandingkan dengan cara konvensional yang menggunakan bebatan kain maupun semen (*gips*).

Material yang digunakan untuk baut tulang hingga saat ini umumnya adalah dari bahan tahan karat (*non degradable*). Walaupun penggunaan logam anti karat memiliki kelebihan karena dapat memberikan stabilitas yang maksimal (Witte, 2008). Namun secara klinis juga ditemukan beberapa kekurangannya, misalnya: kesulitan pengambilan gambar sinar-X maupun MRI (*magnetic resonance imaging*) dan diperlukan operasi kedua untuk pengambilan baut tulang yang telah diimplan. Penggunaan bahan tahan karat juga dapat memberikan trauma kedua pada pasien dan adanya bekas lubang baut tulang, sehingga berpotensi timbulnya fraktur tulang lanjutan (Zhao, 2009). Oleh karena itu, para ahli ortopedik dan biomaterial berupaya untuk mengembangkan baut tulang yang mampu terdegradasi (*degradable bone screw*). Baut jenis ini dapat dengan sendirinya terdegradasi secara terukur, dimana waktu degradasinya disesuaikan dengan waktu proses penyembuhan fraktur tulang, sehingga tidak diperlukan operasi kedua kepada pasien. Saat ini, alternatif material implan mampu terdegradasi yang dapat digunakan adalah berbasis polimer maupun logam. Bila dibandingkan material berbahan logam, polimer memberi support biomekanik yang lebih rendah, sehingga bahan logam mampu terdegradasi merupakan suatu alternatif (Rimondini, 2004).

Magnesium memiliki sifat mekanik menyerupai tulang dan mampu terdegradasi, dimana produk degradasinya dapat terurai kedalam tubuh dan tidak berbahaya (*non-toxic*) bagi metabolisme tubuh. Magnesium dan paduannya menjadi alternatif bahan implant baut tulang yang potensial. Untuk menghasilkan

baut tulang logam magnesium, diperlukan sebuah proses pengecoran khusus, karena sifatnya yang reaktif, mudah teroksidasi, dan cepat terbakar (*pyrophoric*).

Proses pengecoran juga merupakan teknologi produksi yang cocok untuk menghasilkan produk atau komponen yang kecil seperti baut tulang. Menurut Witte et al. (2008), proses pengecoran magnesium juga tidak mudah dilakukan karena produk corannya cenderung menghasilkan porositas makro dan mikro yang tidak homogen.

Artikel ini bertujuan mereview peluang dan tantangan aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis logam magnesium. Proses pengecoran magnesium dan paduannya untuk menghasilkan baut tulang yang memenuhi standar material ortopedik, dengan sifat biokompatibel dan mampu terdegradasi juga akan dijelaskan. Pemahaman yang baik mengenai berbagai aspek metalurgi dan proses produksi baut tulang berbasis magnesium dan paduannya, dapat memberi peluang bagi para peneliti dan praktisi industri di Indonesia untuk mampu memproduksi sendiri baut tulang, sehingga akan mengurangi ketergantungan kita terhadap produk bahan dan alat kesehatan impor.

Hasil lengkap studi literatur berupa jurnal yang telah di terima pada Jurnal Dinamika Teknik Mesin Universitas Mataram, Vol. 6, No. 2 Desember 2016, p. ISSN: 2088-088X, e. ISSN: 2502-1729 dengan judul *“Peluang dan tantangan aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis logam magnesium”* **sebagaimana dalam Lampiran Hasil.**

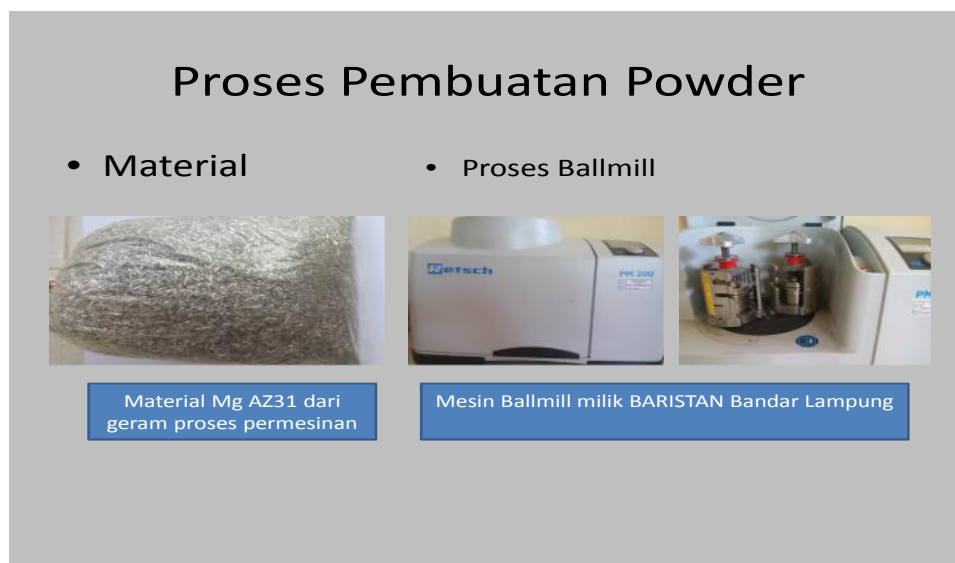
#### **4.2.2 Pengecoran awal (*pilot casting*) bahan baut tulang**

Dalam penelitian ini, proses pengecoran dan penyiapan bahan baut tulang yang dipilih adalah melalui teknologi logam serbut, dimana dilakukan beberapa langkah proses sebagai berikut:

1. Penyiapan geram
2. Pembuatan serbuk logam
3. Kompaksi, dan
4. Sintering (pengecoran serbuk logam).

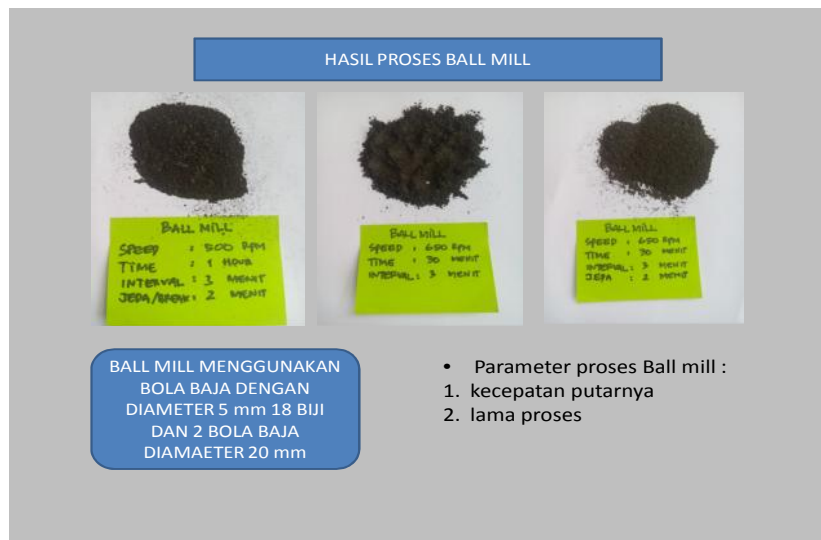
Berikut adalah gambaran proses pembuatan serbuk logam Magnesium untuk baut tulang:

1. Material merupakan Magnesium seri AZ31 yang banyak digunakan sebagai anoda untuk mencegah korosi dan banyak dijual dalam bentuk batangan dan lembaran pelat. Pada percobaan ini Magnesium AZ31 didapatkan dari sisa proses permesinan terutama proses pembubutan dalam bentuk Chip dan geram.
2. Pembuatan serbuk logam Magnesium dengan menggunakan mesin Ballmill milik BARISTAN Kementrian Perdagangan dan Perindustrian Provinsi Lampung. Mesin Proses Ballmill ini menggunakan bola baja dengan diameter 10 mm sebanyak 18 buah dan bola baja dengan diameter 20 mm sebanyak 2 buah tanpa dilakukan penambahan *agent* dan dilakukan pada temperature ruangan yaitu 24 °C. Mesin ballmill menggunakan parameter-parameter yaitu:
  - a. Waktu
  - b. Kecepatan Putaran
  - c. Interval waktu putaran



Gambar 4 Proses pembuatan bubuk magnesium (powder)

Magnesium merupakan material yang mudah bereaksi dengan oksigen pada temperatur cairnya sehingga akan membentuk oksida serta mudah terbakar. Pada percobaan ini, parameter-parameter tersebut diubah-ubah untuk mendapatkan hasil yang diharapkan.



Gambar 5 Hasil Proses Pembubukan

Selanjutnya, untuk proses kompaksi adalah sebagaimana penjelasan di bawah ini:

Kompaksi merupakan proses pemadatan serbuk menjadi sampel dengan bentuk tertentu sesuai dengan cetakan/dies. Metode kompaksi ada 2 (dua) yaitu;

1. *Cold Compressing*, yaitu penekanan dengan temperatur kamar. Metode ini dipakai apabila material serbuk yang digunakan mudah teroksidasi seperti Mg.
2. *Hot Compressing*, yaitu penekanan dengan temperatur di atas temperatur kamar.

Metode ini dipakai apabila material yang digunakan tidak mudah teroksidasi seperti Fe. Pada percobaan ini, menggunakan metode *Cold Compressing* dengan mesin Kompaksi berjenis *Uniaxial* dengan kapasitas tekanan mencapai 100 Ton dengan cetakan/dies dari baja. Pada proses kompaksi pada serbuk AZ31 tidak diberikan *control agent*. Untuk hasil akhir dari kompaksi berbentuk silindris dengan diameter 10mm dan tinggi 10mm diperlukan serbuk seberat  $\pm 1,500$  gram. Parameter-parameter yang digunakan dapat dilihat pada tabel 1. Tahapan proses dan hasil proses kompaksi dapat dilihat pada gambar 6 dan 7.

Tabel 1 Parameter-parameter kompaksi

| No | Tekanan Kompaksi | Waktu Kompaksi | Jumlah Sampel |
|----|------------------|----------------|---------------|
| 1  | 100 Psi          | 3 menit        | 20 Biji       |
| 2  | 200 Psi          | 3 menit        | 20 Biji       |
| 3  | 300 Psi          | 3 menit        | 20 Biji       |

Berikut adalah mesin dan peralatan kompaksi



Gambar 6 Tahapan Proses Kompaksi



Gambar 7 Hasil Proses Kompaksi

#### 4.2.3 Pilot casting atau Sintering

Proses sintering merupakan proses pemanasan bahan logam hasil kompaksi agar menghasilkan bahan dengan ikatan serbuk yang baik. Proses sintering biasanya dilakukan di bawah titik cair logam, atau sekitar 80% dari temperature cair.

Parameter-parameter sintering adalah sebagai berikut:

- temperatur dan lama sintering
- struktur geometri dari serbuk;
- Komposisi dari paduannya,
- Densitas bubuk logamnya
- komposisi gas pelindung selama dalam tungku sintering

Pada percobaan ini menggunakan tungku tabung/*tube furnace* dengan pemanas memanfaatkan sumber panas listrik yang bisa disetting sesuai dengan percobaan. Parameter pengujian yang digunakan adalah:

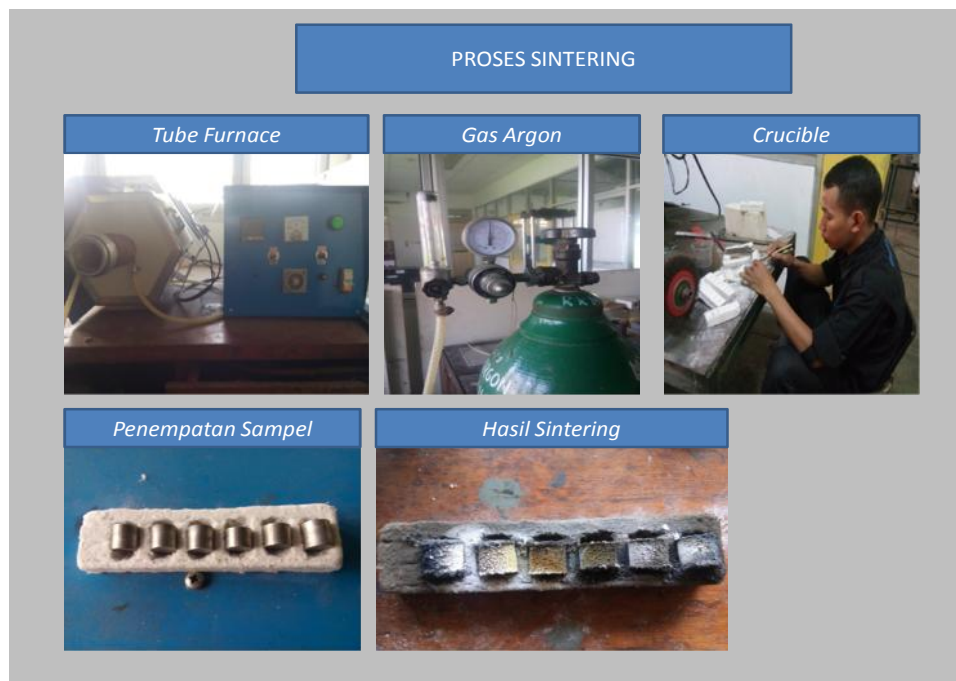
- Temperatur dan Waktu sintering
- Gas Pelindung dari lingkungan atmosfer

Prosedur percobaan

1. Membuat wadah/tempat untuk sampel dengan menggunakan Asbes Bord
2. Buka tutup *furnace* dan masukan sampel yang diletakkan pada asbes bord pada tabung *furnace* dan pastikan posisi nya berada ditengah-tengah dengan penggaris kemudian tutup kembali *furnace*
3. Cek aliran air pendingin dan alirkan
4. Buka pengaman pada tabung gas Argon dan atur tekanan gas yang keluar menuju tabung *furnace*
5. Tabung dialiri dengan gas argon selama  $\pm 5$  menit untuk menghilangkan udara
6. Setting alat sesuai dengan parameter-parameter percobaan seperti terlihat pada tabel 2.
7. Setelah sintering mencapai waktu yang telah ditentukan, maka proses pendinginan dilakukan sampai temperatur pada tabung *furnace* mencapai temperatur lingkungan (24 °C)
8. Peralatan dan hasil-hasil sintering pada gambar 7.

Tabel 2 Parameter sintering paduan magnesium

| No | Waktu pemanasan sampai pada<br>Temperatur Sintering<br>(menit) | Temperatur<br>Sintering<br>(°C) | Waktu<br>Sintering<br>(menit) |
|----|----------------------------------------------------------------|---------------------------------|-------------------------------|
| 1  | 30                                                             | 500                             | 60/45/30                      |
| 2  | 30                                                             | 400                             | 60/45/30                      |
| 3  | 30                                                             | 300                             | 60/45/30                      |



Gambar 7 Proses Sintering



## Gambar 8 Hasil Sintering

### 4.2.4 Pengujian mekanik dan metalografi bahan hasil sintering

Pengujian bahan baut tulang hasil sintering adalah sesuai Tabel berikut ini.

Tabel 3 Pengujian Sampel

| No | Jenis Pengujian                         | Tempat                                      | Rencana Pengujian         | Sampel                                                                                                                                                                                               | Hasil                              |
|----|-----------------------------------------|---------------------------------------------|---------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------|
| 1  | SEM                                     | Lab Biomass LP Unila                        | 6 – 20 Sept. 2016         | 1. Sampel kompaksi 300/200/100 Psi<br>2. Sampel sintering (300 Psi, 500 °C, 60'/45'/30')<br>3. Sampel sintering (200 Psi, 400 °C, 60'/45'30')<br>4. Sampel Sintering (100 Psi, 300 °C, 60'/45'/30')  | Foto scan                          |
| 2. | Struktur Mikro (Porositas dan Densitas) | Lab LP2MM LIPI Serpong                      | 13 – 30 Sept. 2016        | 1. Sampel Kompaksi (300/200/100 Psi)<br>2. Sampel sintering (300 Psi, 500 °C, 60'/45'/30')<br>3. Sampel sintering (200 Psi, 400 °C, 60'/45'30')<br>4. Sampel Sintering (100 Psi, 300°C, 60'/45'/30') | Foto Struktur Mikro                |
| 3. | Ujian Kekerasan dengan skala Brinell    | Lab Material Jurusan Teknik Mesin, FT Unila | 20 Sept. – 4 Oktober 2016 | 1. Sampel Kompaksi (300/200/100 Psi)<br>2. Sampel sintering (300 Psi, 500 °C, 60'/45'/30')<br>3. Sampel sintering (200 Psi, 400 °C, 60'/45'30')<br>4. Sampel Sintering (100 Psi, 300°C, 60'/45'/30') | Nilai kekerasan pada skala Brinell |

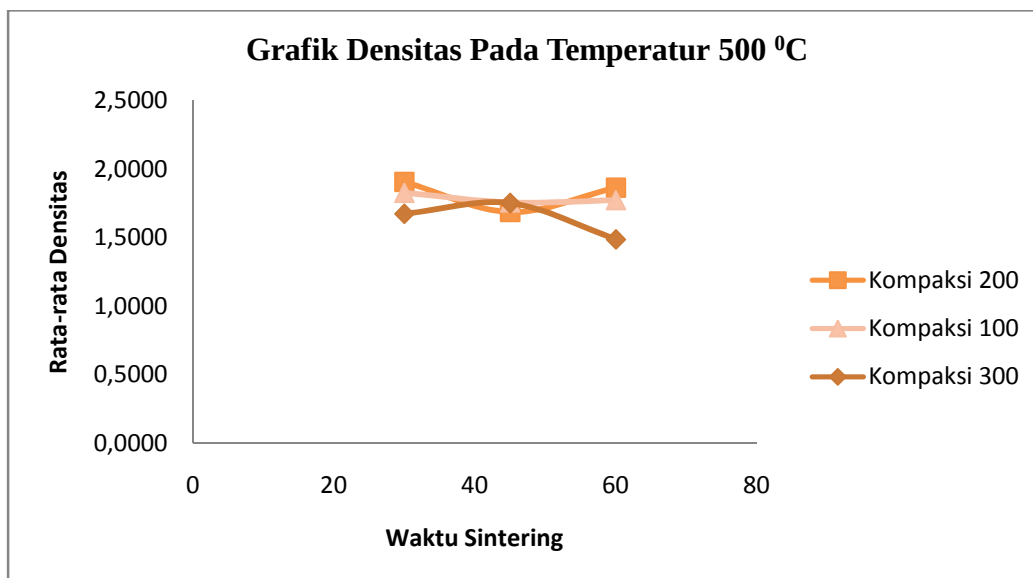
#### 4.1 Uji Densitas

Hasil pengujian densitas aktual spesimen Mg AZ31 didapat dengan teori *Archimedes* yaitu dengan cara menimbang paduan diudara ( $W_{udara}$ ) kemudian ditimbang didalam air ( $W_{fluida}$ ), sebagaimana pada Tabel 4.

Tabel 4. Hasil Uji Densitas

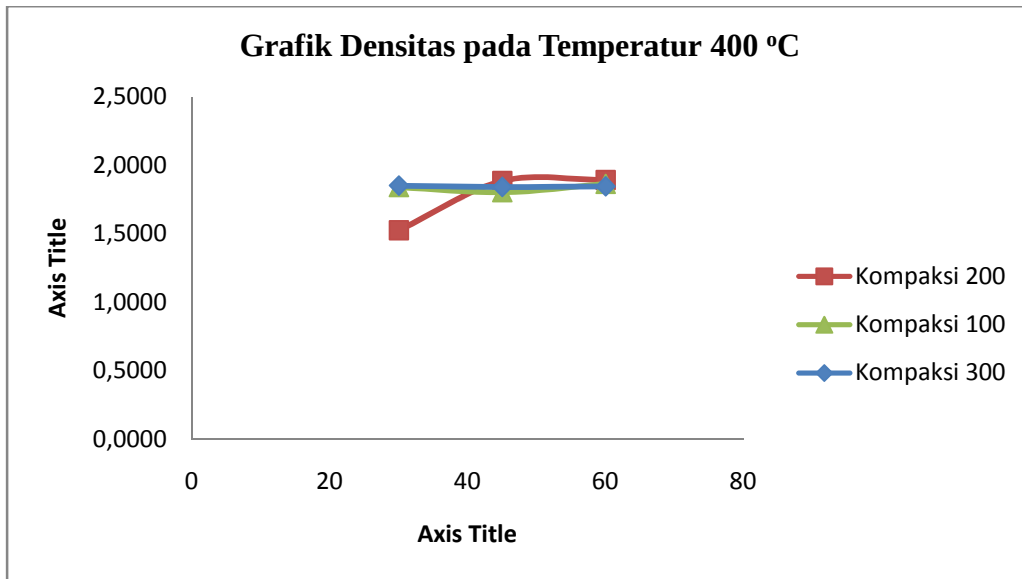
| No | Temperatur | Tekanan<br>Kompaksi | Waktu<br>Sintering | Densitas<br>Rata-rata |
|----|------------|---------------------|--------------------|-----------------------|
| 1. | 500        | 300                 | 60                 | 1.8630                |
| 2. | 500        | 300                 | 45                 | 1.6863                |
| 3. | 500        | 300                 | 30                 | 1.9054                |
| 4. | 500        | 200                 | 60                 | 1.7729                |
| 5. | 500        | 200                 | 45                 | 1.7562                |
| 6. | 500        | 200                 | 30                 | 1.8265                |
| 7  | 500        | 100                 | 60                 | 1.4864                |
| 8  | 500        | 100                 | 45                 | 1.7504                |
| 9  | 500        | 100                 | 30                 | 1.6724                |
| 10 | 400        | 300                 | 60                 | 1.8916                |
| 11 | 400        | 300                 | 45                 | 1.8843                |
| 12 | 400        | 300                 | 30                 | 1.5244                |
| 13 | 400        | 200                 | 60                 | 1.8634                |
| 14 | 400        | 200                 | 45                 | 1.8028                |
| 15 | 400        | 200                 | 30                 | 1.8393                |
| 16 | 400        | 100                 | 60                 | 1.8446                |
| 17 | 400        | 100                 | 45                 | 1.8405                |

|    |     |     |    |        |
|----|-----|-----|----|--------|
| 18 | 400 | 100 | 30 | 1.8505 |
|----|-----|-----|----|--------|



Gambar 8. Grafik Densitas pada Temperatur 500 °C

Dari gambar 18. pada waktu sintering selama 45 menit didapatkan nilai yang sangat berdekatan antara sampel yang dikompaksi pada tekanan 300, 200 dan 100 Psi yaitu diantara 1,6863 sampai dengan 1,7562. Sampel yang mempunyai tekanan kompaksi 100 psi mempunyai nilai densitas yang hampir sama apabila dibandingkan dengan sampel yang dikompaksi pada tekanan 200 Psi dan 300 Psi. Pada sampel yang dikompaksi 300 Psi dan disinter selama 60 menit mempunyai nilai densitas yang kecil. Dari grafik dapat dilihat dengan waktu sintering yang singkat dapat meningkatkan nilai densitas sampelnya.



Gambar 9. Grafik Densitas pada Temperatur 400 °C

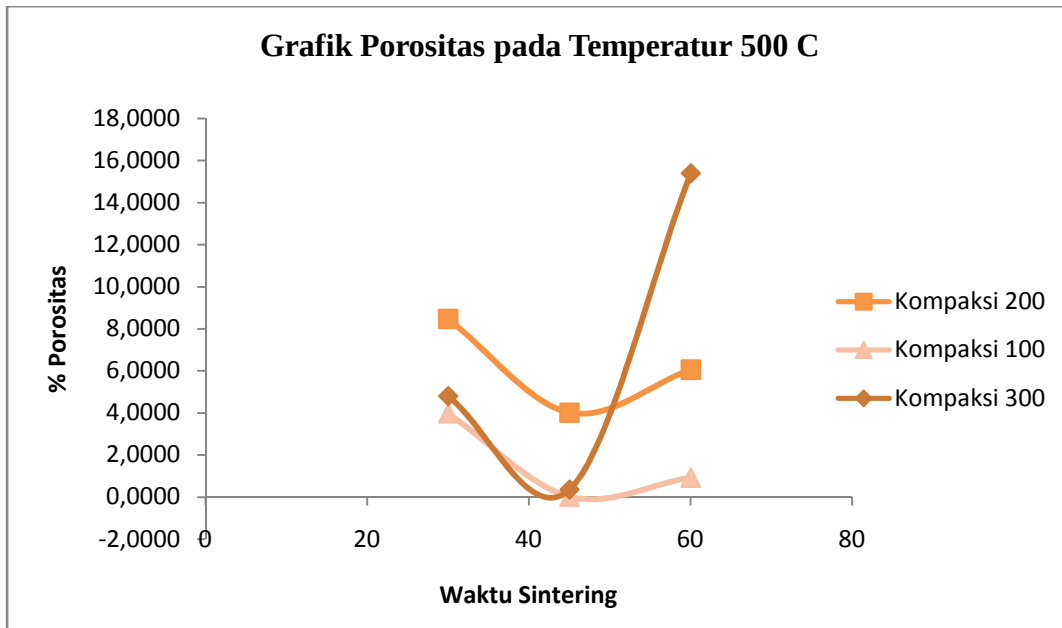
Dari gambar 19. pada waktu sintering selama 45 menit didapatkan nilai yang sangat berdekatan antara sampel yang dikompaksi pada tekanan 300, 200 dan 100 Psi yaitu diantara 1,8028 sampai dengan 1,8843. Sampel yang mempunyai tekanan kompaksi 300 Psi mempunyai nilai densitas yang hampir linier apabila dibandingkan dengan sampel yang dikompaksi pada tekanan 200 Psi dan 300 Psi. Berbeda dengan temperatur sintering 500 °C, dengan waktu sinter 30 menit sampel yang dikompaksi dengan tekanan 200 Psi mempunyai nilai densitas yang rendah.

#### 4.2 Uji Porositas

Pengujian porositas didapatkan dari perhitungan hasil perbandingan antara densitas sebenarnya dan densitas teoritik spesimen ( $\rho_{Mg.VMg} + \rho_{Al.VAl} + \rho_{Zn.VZn}$  dengan standar pengujian yang digunakan adalah ASTM 378-88. Densitas sebenarnya didapatkan berdasarkan metode Archimedes melalui media air dan densitas teoritik didapatkan berdasarkan perhitungan densitas masing-masing unsur terhadap komposisi paduan. Hasil dari uji porositas sebagaimana pada Tabel 4.5.

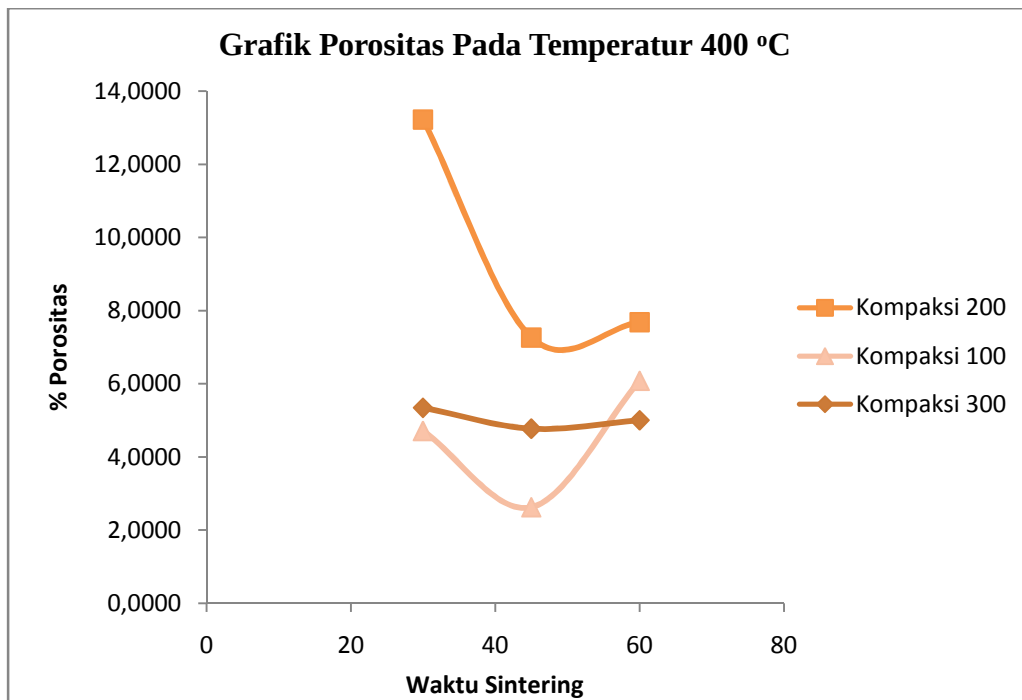
Tabel 5. Hasil Uji Porositas

| No | Temperatur | Tekanan Kompaksi | Waktu Sintering | Porositas Rata-rata |
|----|------------|------------------|-----------------|---------------------|
| 1. | 500        | 300              | 60              | 6.0556              |
| 2. | 500        | 300              | 45              | 4.0070              |
| 3. | 500        | 300              | 30              | 8.4701              |
| 4. | 500        | 200              | 60              | 0.9278              |
| 5. | 500        | 200              | 45              | 0.0250              |
| 6. | 500        | 200              | 30              | 3.9752              |
| 7  | 500        | 100              | 60              | 15.3835             |
| 8  | 500        | 100              | 45              | 0.3580              |
| 9  | 500        | 100              | 30              | 4.7953              |
| 10 | 400        | 300              | 60              | 7.6837              |
| 11 | 400        | 300              | 45              | 7.2652              |
| 12 | 400        | 300              | 30              | 13.2229             |
| 13 | 400        | 200              | 60              | 6.0786              |
| 14 | 400        | 200              | 45              | 2.6267              |
| 15 | 400        | 200              | 30              | 4.7081              |
| 16 | 400        | 100              | 60              | 5.0063              |
| 17 | 400        | 100              | 45              | 4.7748              |
| 18 | 400        | 100              | 30              | 5.3458              |



Gambar 10. Grafik Porositas pada Temperatur 500 °C

Dari gambar 10. diatas dapat diketahui bahwa sampel dengan perlakuan tekanan kompaksi 300 Psi dan di sintering selama 60 menit mempunyai porositas yang tinggi yaitu sebesar 15,3835 sedangkan nilai porositas terendah terjadi pada sampel dengan tekanan kompaksi 100 Psi dan disintering selama 45 menit sebesar 0,3580. Dari grafik porositas diatas, untuk seluruh sampel yang disintering selama 45 menit menunjukan nilai yang terendah apabila dibandingkan selama 30 menit dan 60 menit.



Gambar 11. Grafik Porositas pada Temperatur 400 °C

Dari gambar 21, diatas dapat diketahui bahwa sampel dengan perlakuan tekanan kompaksi 200 Psi dan disintering selama 30 menit mempunyai porositas yang tinggi yaitu sebesar 13,2229 sedangkan nilai porositas terendah terjadi pada sampel dengan tekanan kompaksi 100 Psi dan disintering selama 45 menit sebesar 2,6267. Grafik porositas pada temperatur 500 °C, bahwa adanya kesamaan pada waktu sintering 45 menit untuk seluruh sampel terjadi penurunan nilai porositasnya.

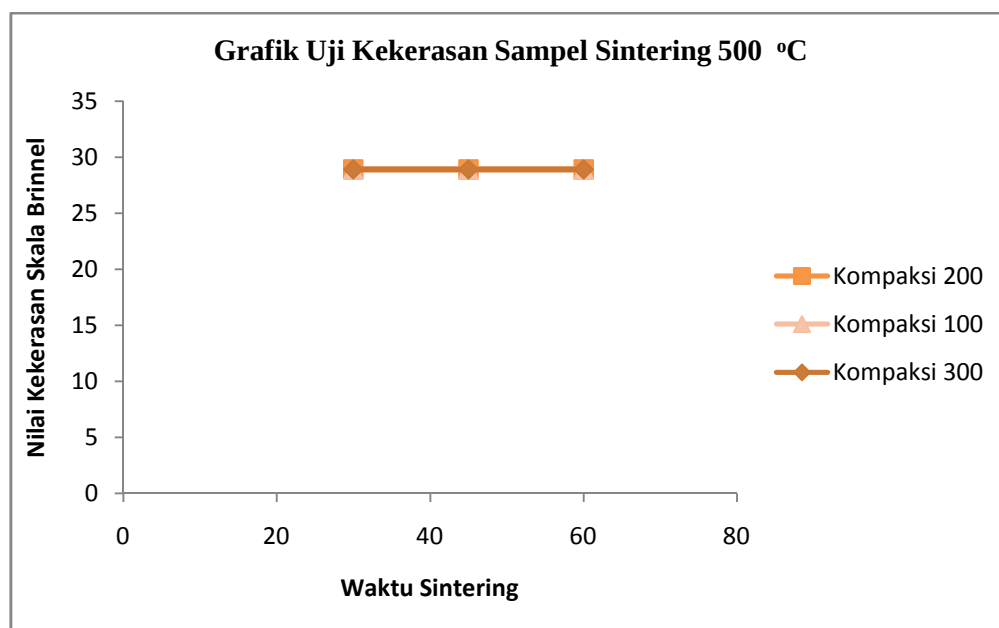
#### 4.4. Uji Kekerasan

Pengujian kekerasan dilakukan dengan menggunakan Metode Brinnell dengan standar ASTM E10 dan ISO 6506.

Tabel 6. Hasil Uji Kekerasan

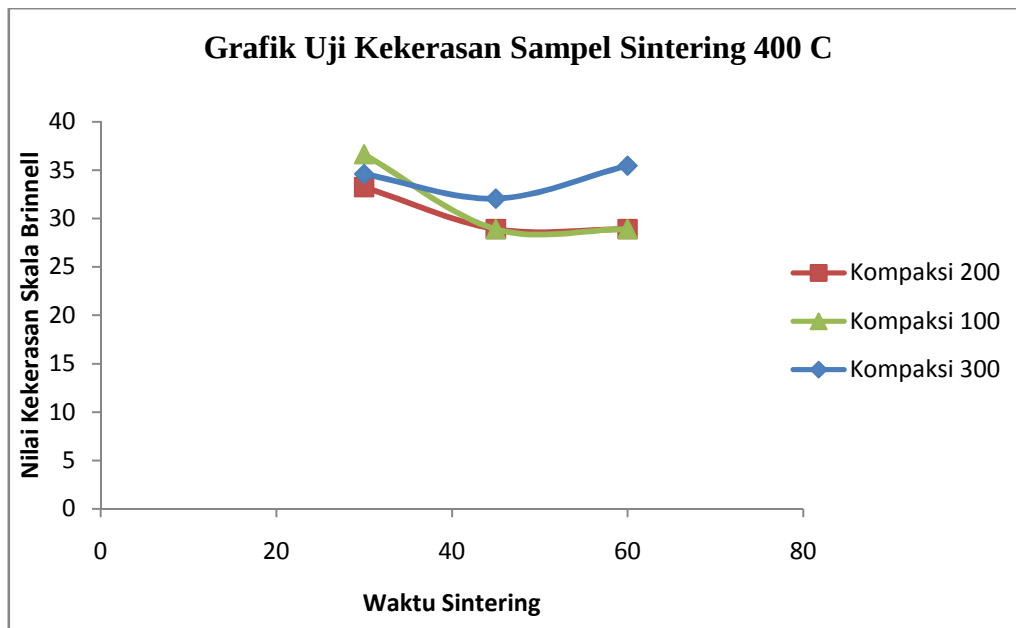
| No | Temperatur | Tekanan Kompaksi | Waktu Sintering | Kekerasan Rata-rata |
|----|------------|------------------|-----------------|---------------------|
| 1. | 500        | 300              | 60              | 28.9                |
| 2. | 500        | 300              | 45              | 28.9                |
| 3. | 500        | 300              | 30              | 28.9                |

|    |     |     |    |       |
|----|-----|-----|----|-------|
| 4. | 500 | 200 | 60 | 28.9  |
| 5. | 500 | 200 | 45 | 28.9  |
| 6. | 500 | 200 | 30 | 28.9  |
| 7  | 500 | 100 | 60 | 28.9  |
| 8  | 500 | 100 | 45 | 28.9  |
| 9  | 500 | 100 | 30 | 28.9  |
| 10 | 400 | 300 | 60 | 28.9  |
| 11 | 400 | 300 | 45 | 28.9  |
| 12 | 400 | 300 | 30 | 33.23 |
| 13 | 400 | 200 | 60 | 28.9  |
| 14 | 400 | 200 | 45 | 28.9  |
| 15 | 400 | 200 | 30 | 36.63 |
| 16 | 400 | 100 | 60 | 35.47 |
| 17 | 400 | 100 | 45 | 32.06 |
| 18 | 400 | 100 | 30 | 34.6  |



Gambar 12. Grafik Uji kekerasan Sampel sintering 500°C

Dari gambar 12. didapatkan kesamaan nilai uji kekerasan pada seluruh sampel yang di berikan tekanan kompaksi 300 Psi, 200 Psi dan 100 Psi mempunyai nilai kurang dari 28,9 skala Brinell



Gambar 13. Grafik Uji kekerasan Sampel sintering 400°C

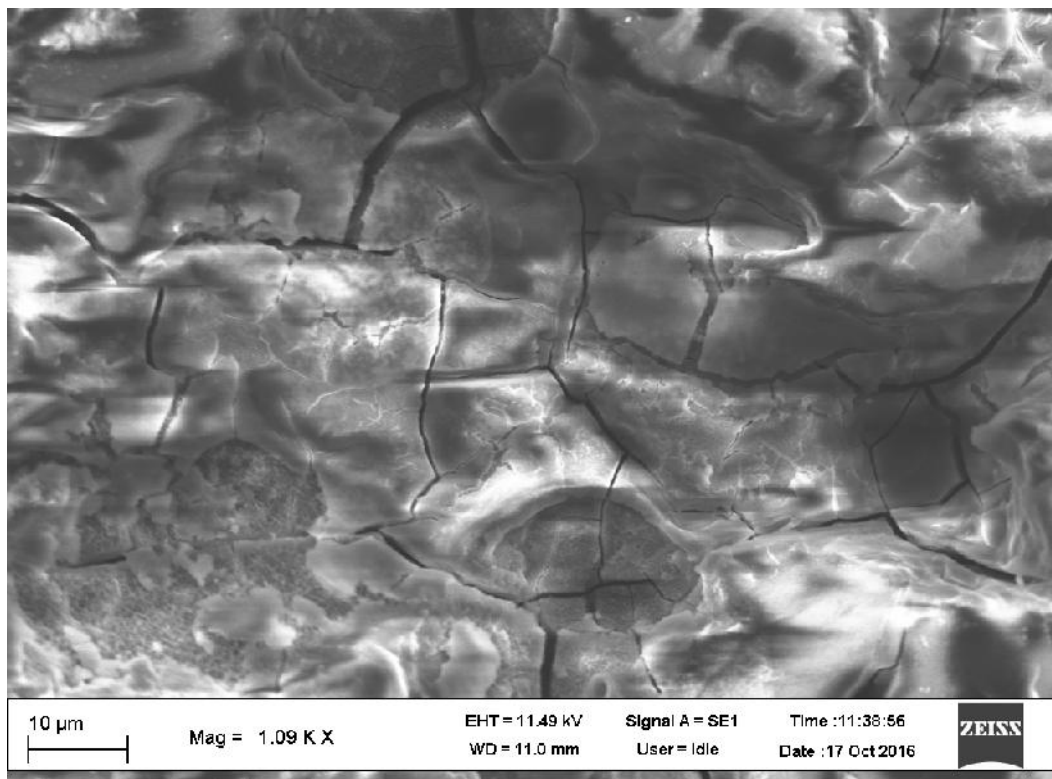
Dari Gambar 13, didapatkan bahwa pada sampel yang mendapatkan tekanan kompaksi selama 100 Psi dan disintering selama 30 menit mempunyai nilai kekerasan yang tinggi yaitu 36,633 skala Brinnell sedangkan nilai terendah kurang dari 28,9 Skala Brinnell yang disintering selama 45 menit dan 60 menit. Pada sampel dengan tekanan kompaksi 300 Psi dan disintering selama 60 menit didapatkan nilai kekerasan tinggi 35,466 Skala Brinnell apabila dibandingkan dengan perlakuan sintering selama 45 menit. Dari kedua grafik diatas dapat disimpulkan temperatur sintering 400 °C mempunyai nilai kekerasan yang lebih tinggi dan waktu sintering sangat mempengaruhi tingkat kekerasan. Dari grafik diatas waktu sintering 30 menit memberikan nilai kekerasan yang lebih besar apabila dibandingkan dengan waktu sinter 45 menit dan 60 menit.

Hal ini juga menguatkan pendapat penelitian sebelumnya bahwa dengan temperatur yang rendah dapat meningkatkan kekerasan pada sampel dan pada waktu yang pendek ada bagian dari fase cair yang belum terserap pada matriks magnesium yang kemudian membeku. Fase cair tersebut terdiri dari fase intermetalik yang lebih keras dari matriks magnesium. Fase intermetalik yang keras disekitar matriks butirnya akan meningkatkan

kekerasan sehingga didapatkan bahwa dengan waktu sinter yang singkat akan meningkatkan kekerasannya [8].

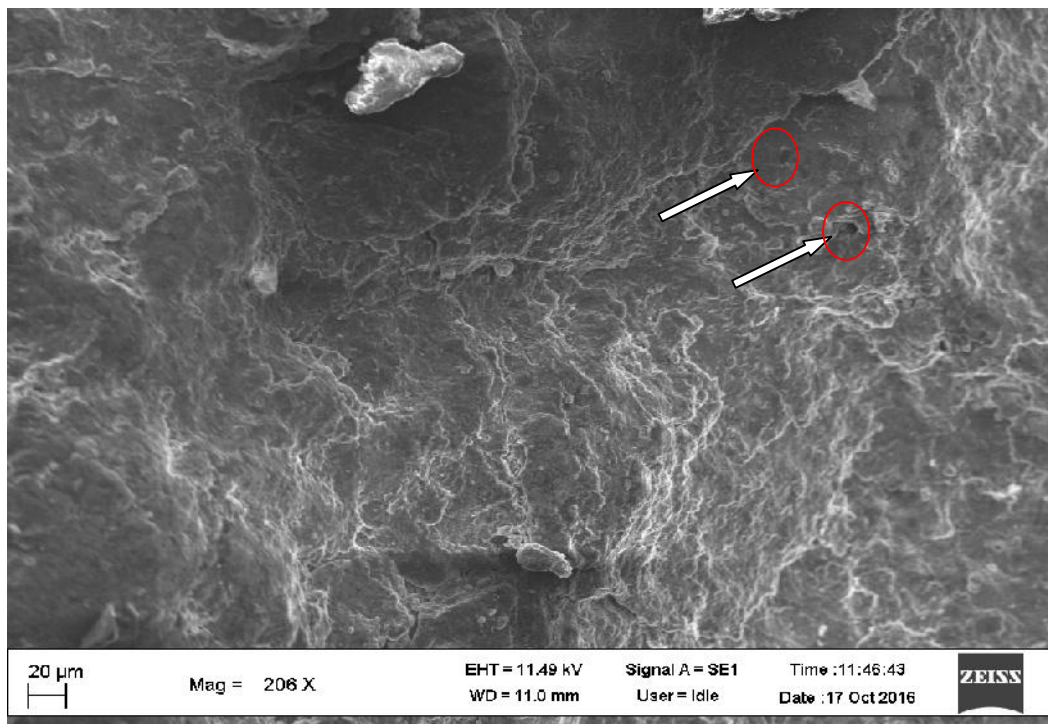
#### 4.5. Pengaruh Sintering

Dari diagram fasa Zn-Mg, diketahui bahwa Zink akan mencair pada temperatur  $420^{\circ}\text{C}$  dan pada temperatur  $437^{\circ}\text{C}$  dan  $450^{\circ}\text{C}$ , fase intermetalik Magnesium dan Alumunium dimungkinkan akan meleleh sehingga akan menambah volume pada fasa cairnya sehingga semua komponen fase cair yang larut masuk dalam matriks Magnesium.



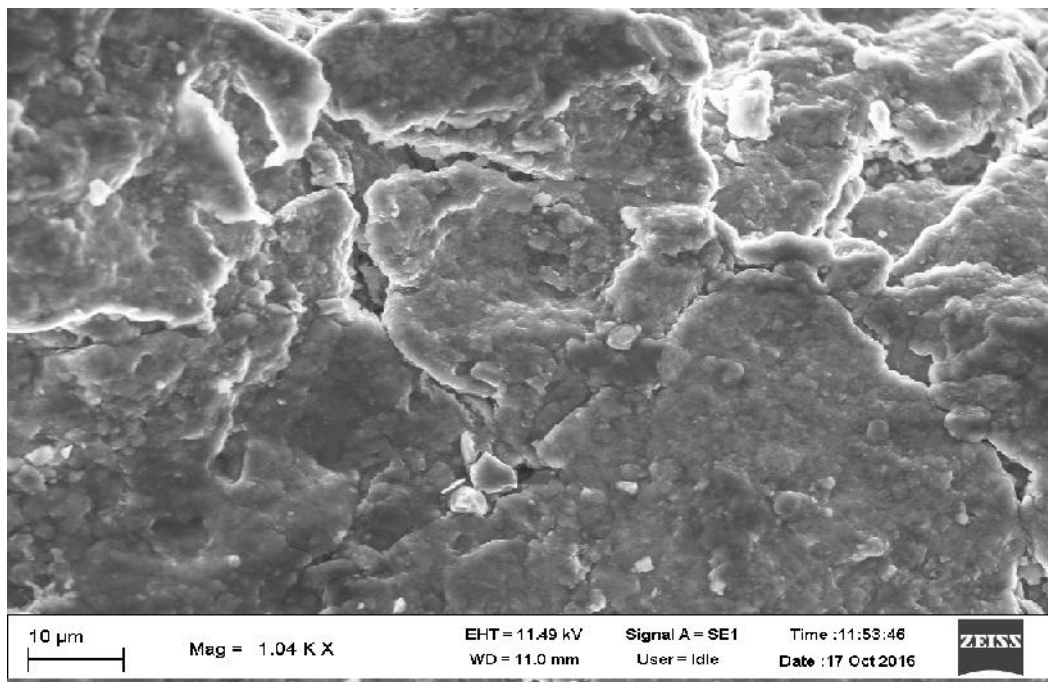
Gambar 14. SEM untuk Kompaksi 300 Psi dengan Waktu Sintering 60 Menit pada Temperatur  $500^{\circ}\text{C}$

Dari gambar 14, terlihat jelas bahwa retak yang terjadi pada sampel. Retak dimungkinkan terjadi karena ikatan-ikatan antar butir-butir atom pada saat proses kompaksi tidak sempurna, juga dimungkinkan adanya gas-gas yang terperangkap.

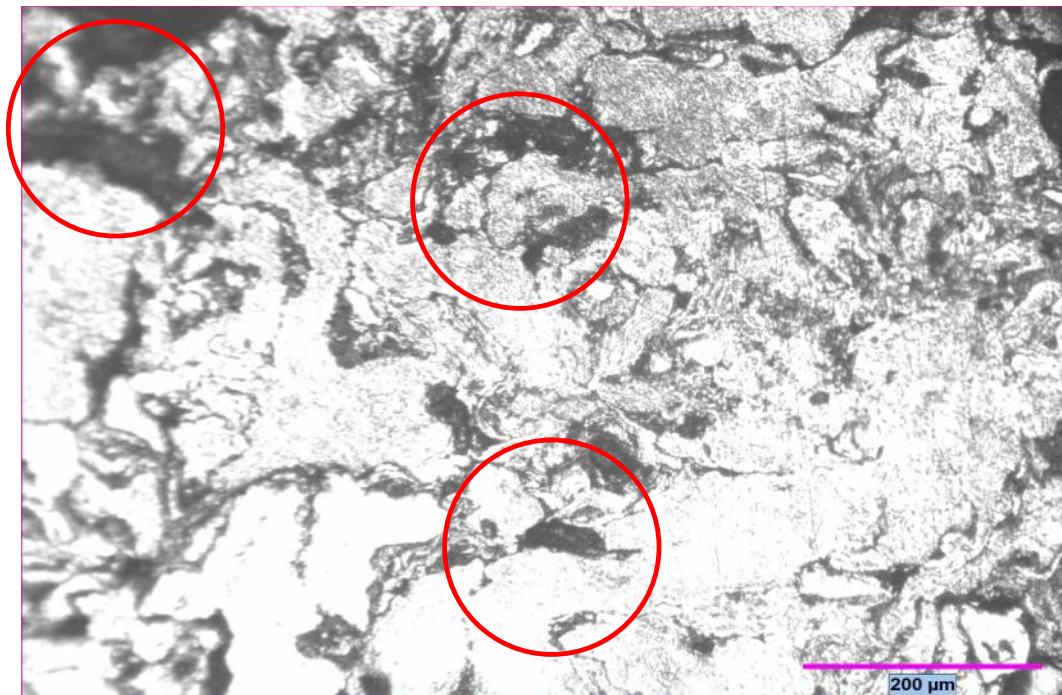


Gambar 15. SEM untuk Sampel Kompaksi 300 Psi

Dari gambar 15, untuk sampel kompaksi 300 Psi terlihat pada tanda panah lubang-lubang tempat udara dan gas-gas yang terperangkap.



Gambar 16. SEM untuk Sampel Kompaksi 300 Psi



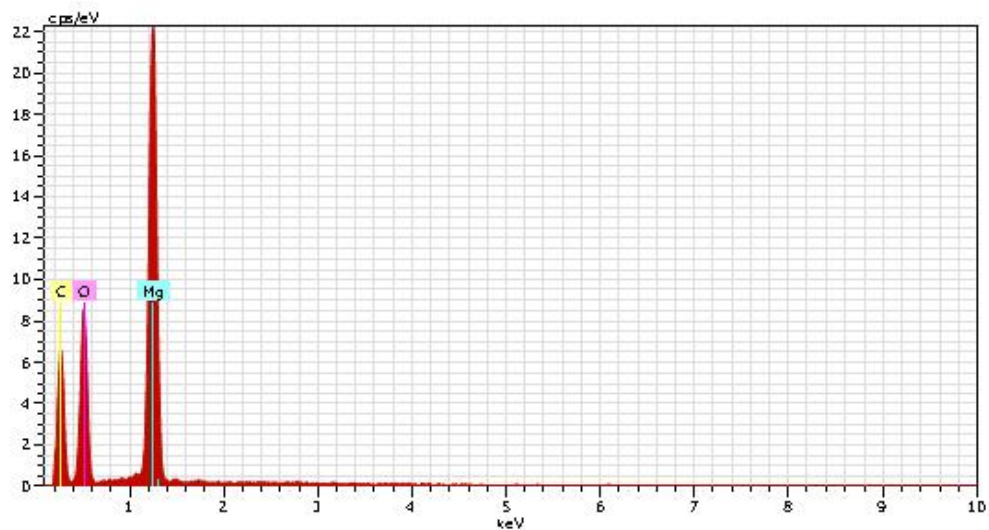
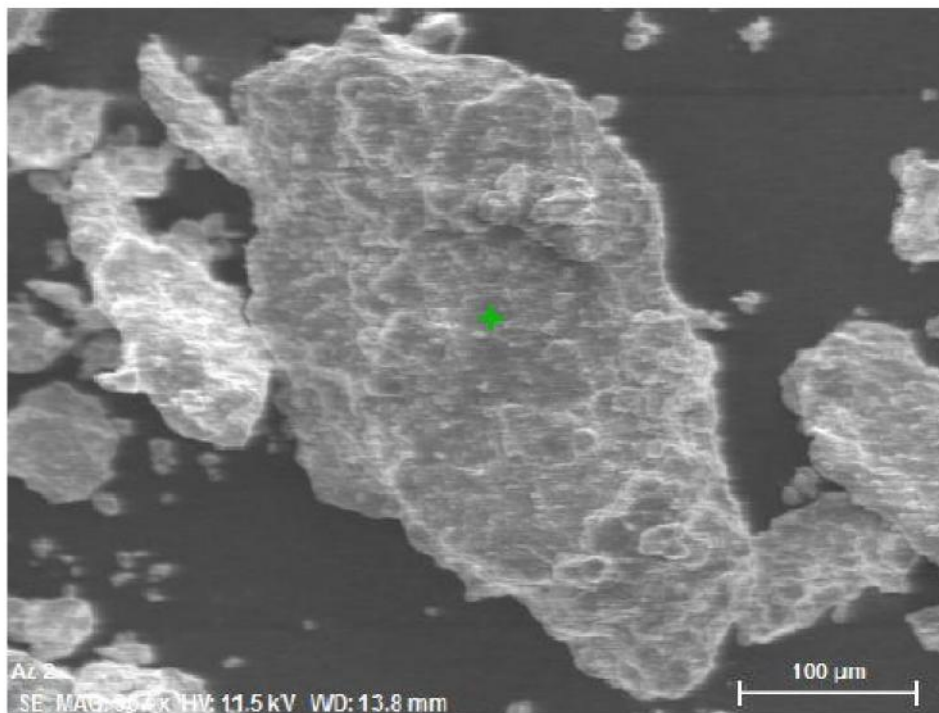
Gambar 17. OM untuk Sampel Kompaksi 300 Psi

Gambar 16 dan 17 merupakan hasil mikrografi sampel yang di kompaksi tekanan 300 Psi terlihat jelas ikatan-ikatan antar partikel tidak sempurna sehingga ini menyebabkan retakan pada sampel saat diproses sintering. Dan terlihat porositas yang terjadi diantara ikatan-ikatan antar serbuk metalnya.

#### 4.6. Komposisi Kimia

Beberapa sampel diambil untuk pengujian komposisi kimia dengan menggunakan EDS (*Energy Dispersive Spectroscopy*) menggunakan peralatan EDS pada FESEM (*Field Emission Scanning Electron Microscope*) di Laboratorium Biomassa Universitas Lampung.

Sampel yang dilakukan pengujian EDS terdiri dari sampel serbuk metal, sampel kompaksi 300 Psi dan sampel sintering dengan temperatur sintering 500 °C dengan lama waktu 60 menit dan kompaksi 300 Psi.



Spectrum Date: 10/17/2016 11:15:55 AM HV: 11.5kV Puls th.: 4.70kps

| El     | AN | Series   | unn. C | norm. C | Atom. C | Error (1 Sigma) |
|--------|----|----------|--------|---------|---------|-----------------|
|        |    |          | [wt.%] | [wt.%]  | [at.%]  | [wt.%]          |
| C      | 6  | K-series | 34.75  | 35.64   | 46.99   | 5.28            |
| O      | 8  | K-series | 31.93  | 32.75   | 32.41   | 4.62            |
| Mg     | 12 | K-series | 30.83  | 31.62   | 20.60   | 1.63            |
| Total: |    |          | 97.50  | 100.00  | 100.00  |                 |

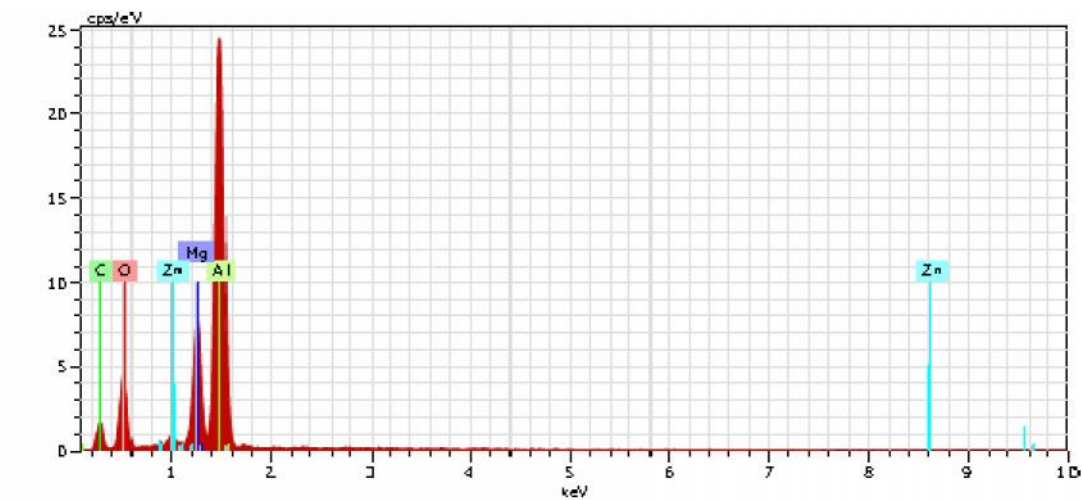
Gambar 18 Hasil Spektrum EDS terhadap serbuk metal

Dari gambar 18, dapat dilihat bahwa kandungan yang terdapat pada serbuk metal Magnesium dengan prosentase 30 %, Carbon dengan prosentase 34,75% dan Oksigen

dengan prosentase 31, 93%. Kandungan karbon didapatkan dari proses ball mill, dimana proses ballmill ini dimungkin ada unsur-unsur lain yang terbakar sehingga tercampur pada serbuk metal yang akan di kompaksi. Dengan adanya kandungan karbon maka pada proses sintering menyebabkan porositas. Jumlah kandungan oksigen terjadi karena proses oksidasi Magnesium selama proses ballmill dan penyimpanan serbuk metalnya.

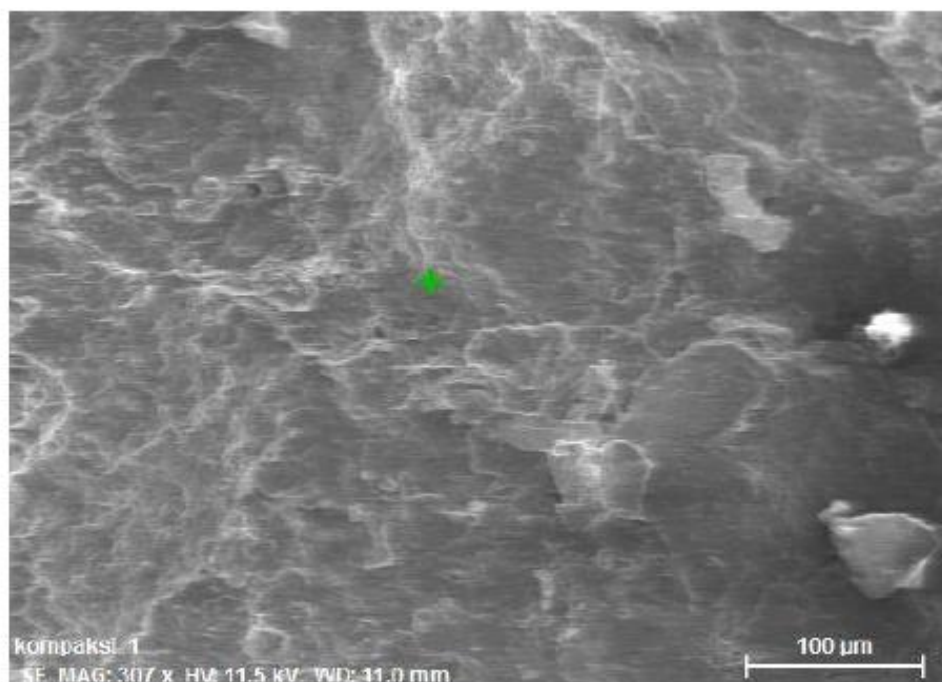
Kandungan oksigen pada paduan Magnesium akan menyebabkan terbentuknya balon-balon hydrogen apabila digunakan sebagai material implant. Dalam tubuh manusia, balon-balon hydrogen berasal dari korosi implan magnesium akan menumbuhkan kantong-kantong gas pada implant, sehingga akan memperlambat proses penyembuhan dan menimbulkan bekas hitam pada jaringan, karena kantong gas tersebut dapat menyebabkan pemisahan jaringan maupun lapisan nya [23]. Jika kandungan balon-balon udara tinggi pada system sirkulasi darah, maka hal paling buruk akan terjadi kematian pada pasien karena balon-balon hydrogen menghambat aliran darah [15].

Salah satu strategi untuk menahan laju biodegradasi terutama laju korosi pada paduan magnesium, ion  $Mg^{2+}$ , gelembung  $H_2$  dan ion  $OH^-$  sehingga akan diterima tubuh secara perlahan-lahan. Ada 3 (tiga) kemungkinan yang bisa diterapkan pada biodegradable Magnesium dan paduannya yaitu (1) kemurnian, (2) paduan dan (3) lapisan permukaan [15].



Spectrum Date:10/17/2016 11:08:17 AM HV:11.5kV Puls th.:0.36kcps

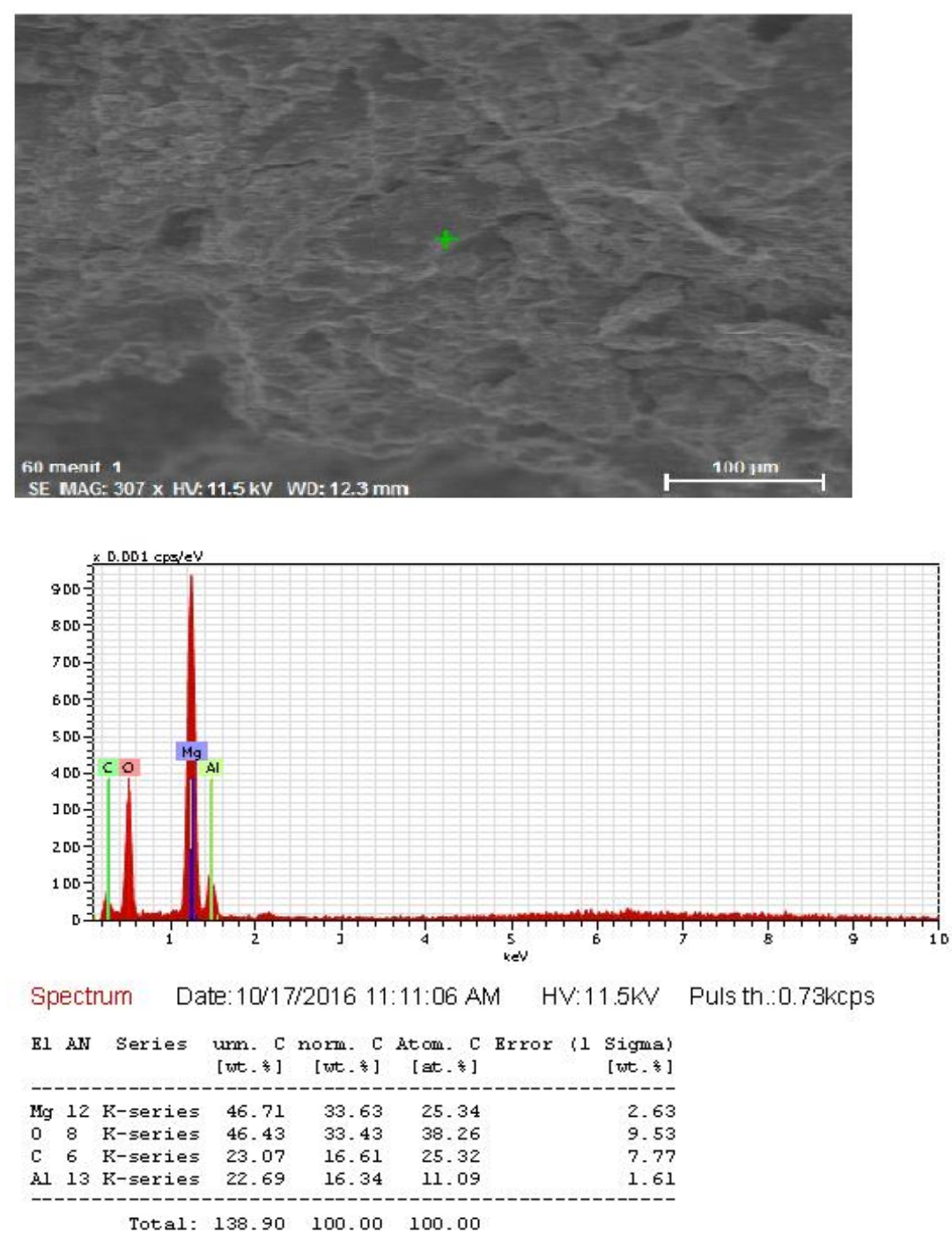
| El     | AN | Series   | um. C  | norm. C | Atom. C | Error (1 Sigma) |
|--------|----|----------|--------|---------|---------|-----------------|
|        |    |          | [wt.%] | [wt.%]  | [at.%]  | [wt.%]          |
| Al     | 13 | K-series | 45.32  | 46.75   | 33.75   | 2.11            |
| O      | 8  | K-series | 19.14  | 19.75   | 24.05   | 3.19            |
| C      | 6  | K-series | 19.13  | 19.74   | 32.02   | 4.02            |
| Mg     | 12 | K-series | 11.71  | 12.08   | 9.68    | 0.66            |
| Zn     | 30 | L-series | 1.63   | 1.68    | 0.50    | 0.17            |
| Total: |    |          | 96.93  | 100.00  | 100.00  |                 |



Gambar 19. EDS Sampel Kompaksi 300 Psi

Dari gambar 29, kandungan Aluminium pada sampel sangat tinggi sebesar 45,32 %. Hal ini geram hasil permesinan yang diambil tercampur geram Aluminium sehingga pada

proses ballmill terurai dengan serbuk Magnesium. Pada sampel kompaksi, kandungan karbon dan oksigen masih ada tetapi prosentasenya berkurang bila dibandingkan dengan hasil EDS bubuk metal nya.



Gambar 20. EDS Sampel Sintering pada temperatur 500 °C dengan waktu 60 Menit dan Kompaksi 300 Psi

Dari gambar 20, pengaruh sintering terhadap hasil kompaksi terlihat bahwa kandungan Oksigen dan Karbon terjadi peningkatan bila dibandingkan sebelum dilakukan perlakuan

sintering. Oksidasi Magnesium terjadi dikarenakan proses penyimpanan sampel kompaksi yang tidak vakum. Selain itu juga lama penyimpanan sampai proses sintering yang lama membuat banyak oksigen yang terperangkap didalam sampel kompaksi.

#### **4.2.5 Penyiapan alat Squeeze Casting**

Untuk melanjutkan penelitian selanjutnya berikut adalah progress penyiapan alat Squeeze Casting yang didisain oleh Tim Peneliti HiKom Unila.



Gambar 20 Rakitan rangka dan pompa hidrolik mesin pompa

## BAB V KESIMPULAN

- a. Proses pemanfaatan limbah permesinan Magnesium dengan menggunakan metode serbuk metal
- b. Serbuk metal dibuat dengan menggunakan proses Ballmill dengan menggunakan parameter yang bervariasi sehingga didapatkan serbuk metal sesuai dengan ukuran ukuran yang diharapkan.
- c. Proses kompaksi dilakukan dengan metode Cold Compaction.
- d. Gas Argon digunakan sebagai pelindung dari oksigen agar tidak terjadi oksidasi yang berlebih pada proses sintering.
- e. Diharapkan pada proses sintering terjadi peningkatan densitas pada sampel, pada waktu sintering selama 45 menit pada temperatur 500 oC dan 400 oC terjadi penurunan densitas untuk seluruh sampel. Sampel yang dikompaksi dengan tekanan 200 Psi, mempunyai densitas yang lebih tinggi bila dibandingkan dengan sampel lainnya.
- f. Pada grafik porositas bahwa adanya kesamaan pada waktu sintering 45 menit untuk seluruh sampel terjadi penurunan nilai porositasnya.
- g. Dari grafik uji kekerasan temperatur 400 oC, didapatkan nilai kekerasan yang lebih tinggi bila dibanding temperatur 500 0C. Dengan peningkatan temperatur terjadi perubahan struktur mikro yang menyebabkan sampel lebih getas.
- h. Dari uji SEM dan EDS, terdapat kandungan unsur Oksigen dan Karbon. Oksigen akan menyebabkan oksidasi dengan Magnesium sedangkan unsur karbon membuat terjadi porositas pada sampel. Unsur oksigen terjadi karena proses penyimpanan yang tidak tepat. Sampel bubuk metal, hasil kompaksi dan sintering di simpan dalam box sehingga oksigen bisa masuk dalam porositas. Perlu ada tempat wadah vacuum untuk menghindari prosentase oksigen yang tinggi.

## DAFTAR PUSTAKA

1. Reksoprawiro S., 2006, Bedah Kepala Leher XI, Penggunaan Miniplate pada Penatalaksanaan Fraktur Maxilofacial, *Farmacia*, Vol.7 No.1, Surabaya, p :56.
2. Rimondini, L., Nicolò, N-A., Milena, F., Gaetano G., Matilde, T., dan Giardino, R., 2004, In Vivo Experimental Study On Bone Regeneration In Critical Bone Defects Using An Injectable Biodegradable PLA/PGA Copolymer. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Patholog*, Bologna : Instituti Ortopedic Giardino.

3. C.K. Seal, K. Vince & M.A. Hodgson (2009). Biodegradable Surgical Implants based on Magnesium Alloys - A Review of Current Research. IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering 4: 1-5
4. X.N. Gu & Y.F. Zheng (2010). A review on magnesium alloys as biodegradable materials. Front. Mater. Sci. China 2010, 4(2): 111–115.
5. Witte, F.; Hort, N.; Vogt, C.; Cohen, S.; Kainer, K.U.; Willumeit, R. Feyerabend, F. (2009). Degradable biomaterials based on magnesium corrosion. Current Opinion in Solid State and Materials Science (2009) Elsevier.
6. N. Tomac, K. Tønnessen, & T Mikac (2008). Study of Influence of Aluminium Content on Machinability of Magnesium Alloys. Strojarsstvo 50 (6) 363 – 367.
7. G. Manivasagam, D. Dhinasekaran & A. Rajamanickam (2010). Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review. Recent Patents on Corrosion Science: 40-54
8. B. Denkena, A. Lucas (2007). Biocompatible Magnesium Alloys as Absorbable Implant Materials – Adjusted Surface and Subsurface Properties by Machining Processes. Annals of the CIRP Vol. 56/1: 113-116.
9. Denkena, A. Lucas, F. Thorey, H. Waizy, N. Angrisani & A.M. Lindenberg. Biocompatible Magnesium Alloys as Degradable Implant Materials - Machining Induced Surface and Subsurface Properties and Implant Performance. Special Issues on Magnesium Alloys: 109-128.
10. YIN Dong-song, ZHANG Er-lin, ZENG Song-yan, Effect of Zn on mechanical property and corrosion property of extruded Mg-Zn-Mn alloy, Trans. Nonferrous Met. Soc. China 18 (2008)
11. Erlin Zhang, Lei Yang, Jianwei Xu a, Haiyan Chen, Microstructure, mechanical properties and bio-corrosion properties of Mg-Si(-Ca, Zn) alloy for biomedical application, Acta Biomaterialia 6 (2010) 1756–1762
12. Erlin Zhang, Dongsong Yin, Liping Xu, Lei Yang, Ke Yang, Microstructure, mechanical and corrosion properties and biocompatibility of Mg-Zn-Mn alloys for biomedical application, Materials Science and Engineering C 29 (2009) 987–993
13. Zhigang Xu, Christopher Smith, Shuo Chen, Jag Sankar, Development and microstructural characterizations of Mg-Zn-Ca alloys for biomedical applications, Materials Science and Engineering B 176 (2011) 1660– 1665
14. Erlin Zhanga, Lei Yanga, Microstructure, mechanical properties and bio-corrosion properties of Mg-Zn-Mn-Ca alloy for biomedical application, Materials Science and Engineering A 497 (2008) 111–118
15. McCarty MF. Reported antiatherosclerotic activity of silicon may reflect increased endothelial synthesis of heparan sulfate proteoglycans. MedHypotheses 1997;49:175–6.
16. Zhao, J., Zhiyuan, Z., Shaoyi, W., Xiaojuan, S., Xiuli, Z., Chen, J., Kaplan, D., dan Jiang, X., 2009, Apatite-Coated Silk Fibroin Scaffolds To Healing Mandibular Border Defects In Canines, *Bone* 45, Elsevier, p : 517–527.

**LAMPIRAN: Outcomes (Luaran) Penelitian**

- a. Publikasi di Jurnal Nasional (Jurnal Dinamika, Univ. Mataram)**
- b. Seminar Nasional SNTTM15 di ITB**
- c. Presentasi di International Conference IC-STAR 2016**
- d. Cover dan Pengesahan Modul Biomaterial (Draft Buku Ajar)**

## PELUANG DAN TANTANGAN APLIKASI BOUT TULANG MAMPU TERDEGRADASI BERBASIS LOGAM MAGNESIUM

Asep Hermanto<sup>1,2</sup>, Yanuar Burhanudin<sup>1</sup>, Irza Sukmana<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>Program Studi Magister Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung, Jalan Profesor Soemantri Brojonegoro No. 1, Bandar Lampung 35143.

<sup>2</sup>SMK Negeri 1 Seputih Agung, Jl. Raya Dono Arum Kecamatan Seputih Agung Kabupaten Lampung Tengah, Lampung.

\*Email: Irza.Sukmana@eng.unila.ac.id

### ABSTRACT

*This paper reviews the potential and challenges for the application of biodegradable bone screw materials. Currently, in the field of medical sciences and biomedical engineering devices, a non-degradable bone screw is the most acceptable concept to repair a bone fracture. However, with the new intervention and development of advanced materials, either in polymer-based or metallic-based, opens a possibility to use a degradable bone screw. Magnesium-based material is one of the most promising candidates for biodegradable bone screw application, which is the main focus of this paper. Casting technologies for producing magnesium alloys will also highlighted.*

*Keywords: bone screw, magnesium, casting, degradable materials*

### PENDAHULUAN

Patah (fraktur) tulang merupakan salah satu jenis kegagalan, disfungsi tulang atau trauma tulang yang dapat disebabkan oleh cacat bawaan, penyakit, maupun karena kecelakaan. Trauma tulang dapat juga dipicu oleh faktor usia, seperti terjadinya fraktur karena penuaan tulang (*osteoporosis*). Kasus fraktur tulang di Indonesia terus meningkat dari tahun ke tahun. Berdasarkan data penderita yang dirawat di Staf Medis Fungsional (SMF) Ilmu Bedah Rumah Sakit Umum DR. Soetomo Surabaya tahun 2001-2005 yang dirangkum oleh Reksoprawiro (2006), menunjukkan bahwa penderita fraktur tulang akibat kecelakaan lalu lintas sekitar 64,38%. Dari data tersebut, angka kejadian fraktur pada mandibula (rahang bawah) dan maksila (rahang atas) menempati urutan terbanyak yaitu sebesar 29,85%, fraktur zigoma (rangka wajah) 27,64% dan fraktur nasal (hidung) 12,66%. Peningkatan yang sama juga terjadi di dunia, dimana patah tulang pangkal paha atau panggul (*hip bone*) di seluruh dunia mencapai angka 1,66 juta kasus di tahun 1990 dan diperkirakan terus meningkat hingga angka 6,26 juta kasus pada tahun 2050 (Doblare, 2004).

Dalam kedokteran ortopedi modern, salah satu strategi untuk penyembuhan kasus fraktur tulang adalah dengan memanfaatkan pelat penyangga berbahan logam tahan karat yang dibautkan langsung pada daerah sekitar tulang yang patah. Menurut Denkano et al. (2011), pelat penyangga tahan karat yang sering digunakan diantaranya dari bahan baja tahan karat, paduan titanium, dan platinum.

Karena sifatnya yang bertujuan untuk memberi dukungan mekanis kepada tulang agar dapat bergerak dinamis, maka pelat penyangga ini dikenal sebagai pelat kompresi dinamis atau *dynamic compression plate (DCP)*. Pelat DCP juga dilengkapi dengan baut tulang (*bone screw*) untuk mengikat pelat dengan struktur tulang. Metode penyembuhan fraktur tulang menggunakan DCP juga terbukti lebih unggul bila dibandingkan dengan cara konvensional yang menggunakan gebatan kain maupun semen (*gips*) (Witte, 2008).

Material yang digunakan untuk baut tulang hingga saat ini umumnya adalah dari bahan tahan karat (*non degradable*). Walaupun penggunaan logam anti karat memiliki kelebihan karena dapat memberikan stabilitas yang maksimal (Witte, 2008). Namun secara klinis juga ditemukan beberapa kekurangannya, misalnya: kesulitan pengambilan gambar sinar-X maupun MRI (*magnetic resonance imaging*) dan diperlukan operasi kedua untuk pengambilan baut tulang yang telah diimplan. Penggunaan bahan tahan karat juga dapat memberikan trauma kedua pada pasien dan adanya bekas lubang baut tulang, sehingga berpotensi timbulnya fraktur tulang lanjutan (Zhao, 2009). Oleh karena itu, para ahli ortopedik dan biomaterial berupaya untuk mengembangkan baut tulang yang mampu terdegradasi (*degradable bone screw*). Baut jenis ini dapat dengan sendirinya terdegradasi secara terukur, dimana waktu

degradasinya disesuaikan dengan waktu proses penyembuhan fraktur tulang, sehingga tidak diperlukan operasi kedua kepada pasien. Saat ini, alternatif material implan mampu terdegradasi yang dapat digunakan adalah berbasis polimer maupun logam. Bila dibandingkan material berbahan logam, polimer memberi support biomekanik yang lebih rendah, sehingga bahan logam mampu terdegradasi merupakan suatu alternatif (Rimondini, 2004).

Magnesium memiliki sifat mekanik menyerupai tulang dan mampu terdegradasi, dimana produk degradasinya dapat terurai kedalam tubuh dan tidak berbahaya (*non-toxic*) bagi metabolisme tubuh. Magnesium dan paduannya menjadi alternatif bahan implant baut tulang yang potensial. Untuk menghasilkan baut tulang logam magnesium, diperlukan sebuah proses pengecoran khusus, karena sifatnya yang reaktif, mudah teroksidasi, dan cepat terbakar (*pyrophoric*).

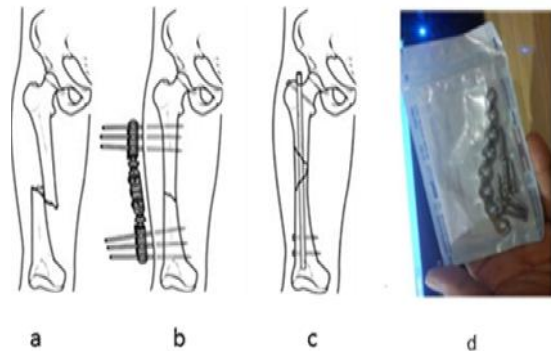
Proses pengecoran juga merupakan teknologi produksi yang cocok untuk menghasilkan produk atau komponen yang kecil seperti baut tulang. Menurut Witte et al. (2008), proses pengecoran magnesium juga tidak mudah dilakukan karena produk corannya cenderung menghasilkan porositas makro dan mikro yang tidak homogen.

Artikel ini bertujuan mereview peluang dan tantangan aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis logam magnesium. Proses pengecoran magnesium dan paduannya untuk menghasilkan baut tulang yang memenuhi standar material ortopedik, dengan sifat biokompatibel dan mampu terdegradasi juga akan dijelaskan. Pemahaman yang baik mengenai berbagai aspek metalurgi dan proses produksi baut tulang berbasis magnesium dan paduannya, dapat memberi peluang bagi para peneliti dan praktisi industri di Indonesia untuk mampu memproduksi sendiri baut tulang, sehingga akan mengurangi ketergantungan kita terhadap produk bahan dan alat kesehatan impor.

#### PELAT KOMPRESI DINAMIK

Kasus-kasus trauma tulang yang menimbulkan kerusakan pada struktur tulang, sampai saat ini masih menjadi tantangan bagi para ahli bedah ortopedik modern, karena proses penyembuhannya sering mengalami gangguan atau bahkan kegagalan (Zhao, 2009). Salah satu metode fiksasi tulang yang patah adalah dengan pemasangan penyangga struktur tulang atau pelat kompresi dinamik (*dynamic compression plate, DCP*). Pelat DCP terdiri dari dua bagian utama, yaitu pelat

berlubang dan baut tulang yang berfungsi untuk mengikatkan pelat dengan tulang. Secara teknik implantnya, metoda DCP dapat dibagi dua, yaitu model internal (*internal fixation*) dan eksternal (*external fixation*). Pada model internal, pelat dan baut tulang dipasang langsung ke tulang atau posisinya berada di bawah kulit, sementara untuk model eksternal, pelat berada di luar kulit, sebagaimana dijelaskan dalam Gambar 1 di bawah ini.



Gambar 1. Fraktur tulang (a); DCP dengan fiksasi eksternal (b); fiksasi internal (c); Produk pelat DCP merek Stericlin™ buatan Jerman (d).

Secara klinis, produk DCP yang umum digunakan untuk penyembuhan fraktur tulang hingga saat ini adalah jenis pelat yang tahan karat (*non degradable*). Dengan adanya temuan klinis terhadap kekurangan pelat tahan karat, kini para pakar biomaterial dan kedokteran bedah ortopedik berupaya mengembangkan pelat yang mampu terdegradasi. Material baut tulang mampu terdegradasi yang sudah ada di pasaran adalah berbasis polymer (*polymeric-based*) dan logam (*metallic-based*).

Baut tulang berbasis polimer diantaranya adalah: PLA (*poly-lactic acid*), PGA (*poly-glicolic acid*), TMC (*trimethylene carbonate*), PDS (*poly-diaxonone*), dan berbagai ko-polimer dari bahan-bahan tersebut serta bahan kompositnya dengan variasi komposisi yang spesifik [Anker, 2005]. Aplikasi baut tulang berbasis polimer memiliki kelebihan dalam hal modulus yang rendah dan tahanan deformasi terhadap fase anorganik, namun aplikasinya dibatasi karena kekuatan mekanik bahan yang relatif rendah. Bahan berbasis polimer dan ko-polimernya juga umumnya hanya dapat diaplikasikan untuk kasus fraktur tulang dengan gaya tarik, gaya geser dan gaya

kompresi yang relatif rendah (Wittenberg, 1991).

Keterbatasan tersebut membuka peluang aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis magnesium yang memiliki kelebihan pada sifat mekanik dan modulus elastisitasnya yang baik dan menyerupai tulang manusia. Selain itu magnesium juga termasuk unsur yang dibutuhkan untuk pertumbuhan tulang manusia dan produk degradasinya tidak berbahaya bagi tubuh. Resume perbandingan antara sifat mekanik tulang manusia dan

berbagai biomaterial untuk baut tulang dipresentasikan pada Tabel 1.

Berdasarkan Tabel 1, bahan berbasis magnesium dan paduannya memiliki angka modulus elastisitas yang sangat mendekati tulang manusia, baik jenis *cortical* maupun *cancellous* bila dibandingkan dengan Ti6Al4V, maupun bahan berbasis keramik seperti hydroxyapatite (HA) dan polimer jenis PLA

Tabel.1. Perbandingan sifat mekanik polimer, logam, dan tulang manusia

| Sifat Mekanik               | Kekuatan Luluh (MPa) | Kekuatan Tarik (MPa) | Modulus Elastisitas (GPa) | Elongation (%) | Pustaka          |
|-----------------------------|----------------------|----------------------|---------------------------|----------------|------------------|
| Tulang Manusia              |                      |                      |                           |                |                  |
| • Tulang cortical           | 104,9 – 114,3        | 35-283               | 5-23                      | 1,1-2,0        | Doblare, 2004;   |
| • Tulang Cancellous         | -                    | 1,5-38               | 10-1570                   | -              | Kim, 2003        |
| Material logam              |                      |                      |                           |                |                  |
| • Magnesium                 | 150-220              | 445                  | 44                        | 4              | Denkana, 2011;   |
| • Titanium/Ti6Al4V          | 760-880              | 830-1025             | 116                       | 10             | Witte, 2008;     |
| • Stainless Steel/316L      | 170-310              | 480-620              | 193                       | 40             | Black, 1998      |
| Materia Polimer             |                      |                      |                           |                |                  |
| • Poly(methyl methacrylate) | -                    | 30                   | 22                        | 1,4            | Rimondini, 2004; |
| • DL-PLA                    | -                    | 28 – 50              | 1,2 – 3                   | 300            | Wittenberg, 1991 |

## MAGNESIUM DAN PADUANNYA

Magnesium (Mg) dan paduannya telah mendapatkan perhatian khusus dari para peneliti biomaterial dunia karena potensi aplikasinya pada berbagai bidang industri modern, termasuk bidang kedokteran tulang (*orthopedic*). Para peneliti material maju dunia memberikan preferensi kepada Mg dan paduannya karena memiliki sifat kimia-fisik dan mekanik mendekati tulang manusia, berdensitas rendah, dan biokompatibel. Contoh, modulus elastisitas Mg adalah 40-50 GPa, mendekati modulus elastisitas tulang manusia 10-40 GPa (Kim, 2003). Magnesium juga merupakan elemen yang penting dan diperlukan untuk proses metabolisme tubuh manusia, dan standar makanan bergizi adalah memiliki kandungan unsur magnesium sekitar 300-400mg (Gu, 2009).

Namun, magnesium dan paduannya juga memiliki kekurangan, diantaranya adalah sifat elastisitasnya rendah dan laju korosi tinggi. Implant magnesium memiliki angka laju korosi 19-44 mg/cm<sup>2</sup>/hari untuk total area muka implant seluas 9 cm<sup>2</sup> (Song, 2007). Dalam proses degradasi ini magnesium diubah menjadi Mg<sup>2+</sup> yang mudah diserap sistem di dalam tubuh manusia. Meskipun demikian,

proses degradasi magnesium juga memiliki efek negatif karena menghasilkan gelembung hidrogen (*hydrogen bubble*) yang berbahaya bagi kesehatan manusia (Rimondini, 2004).

Konsep aplikasi baut tulang mampu luruh adalah kecocokan antara kecepatan korosi baut tulang dan proses penyembuhan fraktur tulang. Dimana, pada saat proses penyambungan fraktur tulang telah sempurna, maka di saat bersamaan baut tulang telah terdegradasi penuh, sehingga tidak diperlukan proses operasi kedua untuk pengangkatan baut tulang.

Untuk mengurangi kelemahan aplikasi magnesium, para pakar material dunia berusaha mencari berbagai jenis komposit yang optimum untuk meningkatkan kekuatan tarik, elastisitas bahan, dan perbaikan sifat mekanik lain, misalnya dengan penambahan unsur paduan, seperti: Aluminium (Al), Perak (Ag), Silikon (Si), Timah (Sn), Seng (Zn), dan Zirkonium (Zr) (Denkana, 2011). Selain itu, untuk mengurangi laju korosi magnesium yang tinggi, ada beberapa unsur paduan yang umum ditambahkan, seperti: Cadmium (Cd),

manganase (Mn), dan Calcium (Ca) (Fan, 2005).

Berikut adalah pengaruh unsur paduan utama terhadap sifat logam magnesium: Aluminum (Al) meningkatkan mampu cor dan elastisitas paduan; Mangan (Mn) meningkatkan sifat ulet; Kalsium (Ca) untuk penguatan presipitasi dan peningkatan mampu mulur; dan Lithium (Li) adalah satu-satunya unsur yang dapat mengubah struktur kristal magnesium dari heksagonal tumpukan-padat (HCP) menjadi kubus pusat muka (BCC) dipaduan magnesium. Paduan magnesium dengan struktur kristal BCC memiliki sifat mampu cor yang lebih baik, meskipun kekuatan tariknya lebih rendah dibandingkan HCP (Luo, 2013).

### PENGECORAN MAGNESIUM UNTUK APLIKASI BAIT TULANG

Sistem pengecoran magnesium dapat dilakukan melalui dua metode, yaitu: pengecoran cair dan sintering logam serbuk. Berikut adalah penjelasan mengenai kedua metode produksi magnesium tersebut. Sistem pengecoran cair adalah melalui proses penuangan logam cair ke dalam cetakan yang memiliki rongga sesuai dengan dimensi dan bentuk yang dirancang.

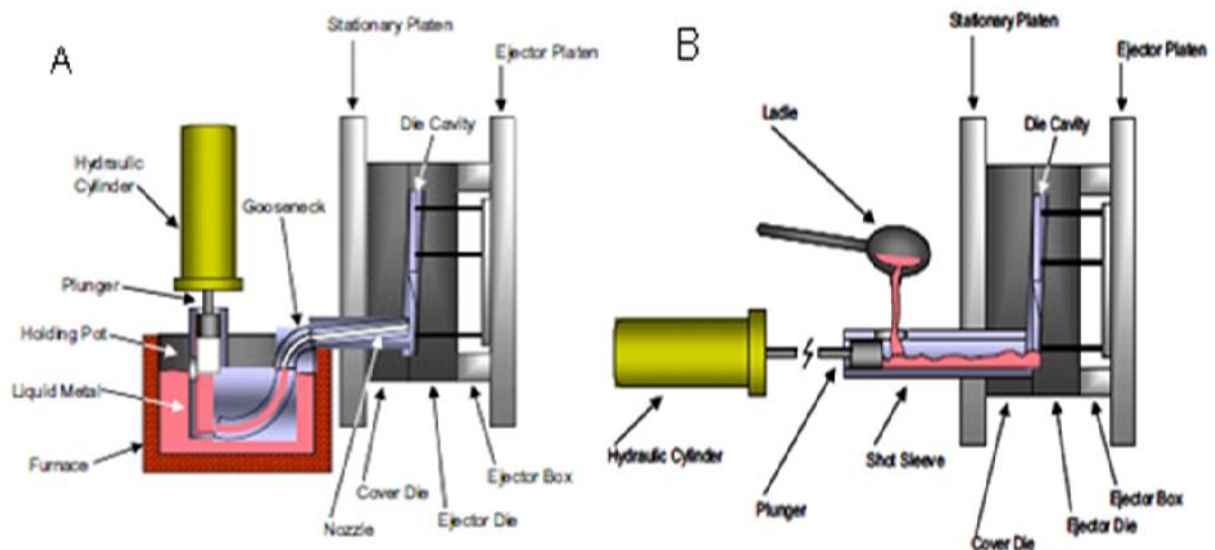
Karena sifat magnesium yang reaktif, maka dalam pengecoran cair umumnya digunakan fluks atau gas pelindung, seperti: Argon (Ar) dan Sulfur hexafluoride ( $\text{SF}_6$ ). Pengecoran cair dapat dilakukan menggunakan

beberapa teknik, diantaranya: pengecoran tekan (*die-casting*), dan pengecoran tekanan tinggi (*squeeze casting*).

Proses pengecoran tekan umumnya menggunakan pompa hidrolik dengan tekanan antara 80 s.d. 40.000 Psi. Berdasarkan temperatur prosesnya jenis pengecoran ini dibagi dua, yaitu pengecoran tekan ruang panas (*hot chamber die-casting*) dan ruang dingin (*cold chamber die-casting*) (Gambar 2). Pengecoran tekan ruang panas tepat untuk magnesium, karena kontak antara logam cair dan udara sangat kecil sehingga mengurangi potensi oksidasi logam (Luo, 2013).

Dalam proses pengecoran ruang panas, leher saluran berada di ruang pencairan logam dan *plunger* akan memompa cairan logam menuju ruang cetak. Selanjutnya, dalam pengecoran ruang dingin, proses pencairan logam tidak berada di dalam mesin cor dan logam cair dituangkan ke dalam saluran dan kemudian dipompa oleh *plunger* untuk masuk ke dalam ruang cetak.

Untuk proses pengecoran tekanan tinggi (*squeeze casting*), logam cair ditekan ke dalam cetakan dengan tekanan yang relative lebih besar bila dibandingkan kedua proses di atas. Karena tekanan yang besar tersebut, maka proses transfer logam cair menuju ruang cetak (*die*) hanya memerlukan waktu yang sangat singkat, sehingga dapat



Gambar 2. Skema pengecoran tekan ruang panas (a), dan ruang dingin (b) (Luo, 2013)

menghasilkan permukaan logam magnesium yang lebih halus dan dengan porositas yang sangat sedikit (Hu, 1998).

#### TEKNIK METALURGI SERBUK

Dalam proses logam serbuk, mula-mula dicampurkan bahan baku logam berupa serbuk dengan ukuran (*mesh*) tertentu, dan diaduk agar terjadi pencampuran serbuk logam dicampur secara homogen. Kondisi pencampuran sebagian besar tergantung pada perbedaan kepadatan antara bahan utama dari campuran bubuk setelah tercampur dilakukan proses sintering. Sintering dilakukan untuk meningkatkan ikatan antara serbuk sehingga meminimalkan porositas (Gupta, 2000).

*Microwave* juga merupakan salah satu alternatif alat yang bisa digunakan untuk proses sintering serbuk magnesium, dimana panas dihasilkan dari gelombang mikro, dimana gelombang elektrik dan gelombang magnetik bersama-sama melakukan sintering. Sifat yang diinginkan dari bahan dapat dicapai melalui sintering *microwave* karena (a) waktu sintering lebih pendek dan (b) suhu sintering rendah (Gupta, 2000 dan Luo, 2013).

Berbeda dengan proses sintering tradisional, pada *microwave* pemanasan terjadi dari dalam ke luar serbuk secara bersamaan sehingga dihasilkan karakteristik mikrostruktur yang rendah pada permukaannya (Nguyen, 2008). Cara kerja sintering dalam proses ini adalah dari panas yang bersumber dari oven (*microwave*) dan panas yang terjebak di dalam ruang vakum (*microwave-coupled*) atau dikenal dengan efek pemanasan dua arah (*two-way heat system*), dipopulerkan oleh Gupta (2000) dan Meenashisundaram (2014).

#### KESIMPULAN

Baut tulang mampu terdegradasi memiliki potensi yang besar untuk dapat diaplikasikan di masa datang, dimana dapat berbasis polimer maupun magnesium. Baut tulang berbahan magnesium dapat memberikan dukungan biomekanis yang lebih besar bila dibandingkan polimer. Namun sifat reaktif dan waktu degradasi magnesium dan paduannya yang cepat masih merupakan tantangan utama untuk aplikasi ini. Strategi komposit dengan penambahan unsur-unsur yang dapat meningkatkan ketahanan korosi, maupun sistem pengecoran maju telah diaplikasikan dalam upayakan memproduksi baut tulang berbasis logam magnesium. Teknik sintering logam serbuk menggunakan *microwave* yang memanfaatkan panas yang dihasilkan dari gelombang mikro merupakan teknik terkini yang

memiliki peluang besar dalam memproduksi baut tulang magnesium.

#### UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Kemenristekdikti atas dukungan finansialnya melalui Hibah Kompetensi tahun 2016, No.: 78/UN26/8/LPPM/2016.

#### DAFTAR PUSTAKA

- Anker C. J., Holdridge S. P., 2005, Ultraporous beta-tricalcium phosphate is well incorporated in small cavitory defects, Clin. Orthop. Relat. Res. 434, 251-257
- Black J., 1998, Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice, New York: Churchill Livingstone
- Doblare M., 2004, Modelling bone tissue fracture and healing: a review, Engineering Fracture Mechanics 71, 1809-1840.
- Denkana A., Thorey F., Waizy H., Angrisani N., Lindenberg A. M., 2011, Biocompatible Magnesium Alloys as Degradeable Implant Material – Machining Induced Surface and Subsurface Properties and Implant Performance, Special Issue on Magnesium Alloys, 109-128.
- Fan Z., 2005, Development of the rheo-diecasting process for magnesium alloys. Mater. Sci. Eng. A 413, 72-78.
- Gu X., Zheng Y., Cheng Y., 2009, In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys, Biomaterials 30(4), 484-498.
- Gupta M., Lai M., Saravananathan D., 2000, Synthesis, microstructure and properties characterization of disintegrated melt deposited Mg/SiC composites, J. Mater. Sci. 35, 2155-2165.
- Hu B. H., 1998, Squeeze Casting of Al-Si-Cu-Fe-Mn-Mg Alloy, Journal of Processing and Fabrication of Adv. Mater. VI vol. 1.
- Kim S. R., Lee J. H., Kim Y. T., Rui D. H., Jung S. J., Lee Y. J., Chung S. C., Kim Y. H., 2003, Synthesis of Si, Mg substituted hydroxypatite and their sintering behaviors, Biomaterials 24, 1389-1398.
- Luo A., 2013, Magnesium casting technology for structural applications, Journal of Magnesium and Alloys 1, 2-22.
- Meenashisundaram G., K., Sankaranarayanan S., Gupta M., 2014,

- Enhancing overall tensile and compressive response of pure Mg using nano-TiB<sub>2</sub> particulates, *Mater. Charact.* 94, 178–188.
- Nguyen Q., Gupta M., 2008, Enhancing compressive response of AZ31B magnesium alloy using alumina nanoparticulates, *Compos. Sci. Technol.* 68, 2185–2192
- Reksoprawiro S., 2006, Bedah Kepala Leher XI, Penggunaan Miniplate pada Penatalaksanaan Fraktur Maxilofacial, *Farmacia*, Vol.7 No.1, 56-57.
- Rimondini L., Nicolo N. A., Milena F., Gaetano G., Matilde T., Giordino R., 2004, In Vivo Experimental Study on Bone Regeneration in Critical Bone Defects using An Injectable Biodegradable PLA/PGA Copolymer, *Oral Surgery*, Bologna Instituti Orthopedic Giardino
- Song G., 2007, Control of Biodegradation of biocompatible magnesium alloys, *Corros. Sci.* 49, 1696-1701.
- Witte F., Hort N., Vogt C., 2008, Degradable biomaterials based on magnesium corrosion, *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, 12(5–6), 63–72.
- Wittenberg J. M., Wittenberg R. H., 1991, Biomechanical properties of resorbable poly-Llactide plates and screws: a comparison with traditional systems, *J. Oral Maxillofac. Surg.* 49, 512-516.
- Zhao J.; Zhiyuan Z., Shaoyi W., Xiaojuan S., Xiuli Z., Chen J., Kaplan D., Jiang X., 2009, Apatite-Coated Silk Fibroin Scaffolds to Healing Mandibular Border Defect in Canines, *Bone* 45, 517-527.

### Aplikasi Logam Magnesium dan Paduannya Sebagai Material Baut Tulang Mampu Luruh

Irza Sukmana<sup>1,\*</sup>, Asep Hermanto<sup>1,2</sup>, Yanuar Burhanuddin<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Program Studi Magister Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung, Jalan Prof. Soemantri Brojonegoro No. 1 Bandar Lampung

<sup>2</sup>SMK Negeri 1 Seputih Agung, Jl. Raya Dono Arum Kecamatan Seputih Agung Kabupaten Lampung Tengah, Lampung

\*email: irza.sukmana@gmail.com

#### Abstrak

Paper ini mereview peluang dan tantangan aplikasi logam magnesium dan paduannya sebagai material baut tulang mampu luruh. Dalam bidang ilmu kedokteran, baut tulang tidak luruh (non-degradable) merupakan material yang paling banyak dipakai untuk memperbaiki kerusakan pada patah tulang. Dengan inovasi baru dan perkembangan material maju, saat ini telah dimungkinkan penggunaan baut tulang mampu luruh (biodegradable bone screw) yang berbahan polimer maupun logam magnesium. Pakar teknologi kedokteran dan rekayasa biomedis meyakini potensi aplikasi magnesium dan paduannya sebagai salah satu kandidat utama biomaterial baut tulang mampu luruh di masa datang. Paduan magnesium serta beberapa temuan terbaru untuk material baut tulang mampu luruh juga akan dibahas dalam paper ini.

**Keywords:** Baut tulang, logam magnesium, mampu luruh

#### Pendahuluan

Penemuan material baru selalu memegang peran kunci di dalam pengembangan teknologi baru. Pada saat ini, paduan dan komposit berbasis magnesium merupakan material baru yang telah digunakan pada berbagai aplikasi, seperti: alat elektronik, pesawat terbang, mesin mobil dan termasuk material untuk biomedik (*biomedical materials*) atau biomaterial.

Tingginya tingkat kebutuhan bahan pengganti tulang (*bone implant*) menyebabkan peneliti material dan kesehatan biomedis terus mengembangkan material maju yang memiliki sifat mekanik menyerupai tulang manusia sekaligus mempunyai sifat biocompatibility dan biodegradable yang optimum. Paduan logam berbasis magnesium (*magnesium-based alloys*)

merupakan alternatif yang potensial untuk aplikasinya sebagai biomaterial tulang mengingat sifat mekaniknya yang menyerupai tulang manusia dan bila terdegradasi, magnesium merupakan unsur yang tidak berbahaya (*non-toxic*) bagi tubuh manusia. Magnesium juga merupakan elemen penting dalam proses pertumbuhan dan pembentukan tulang. Salah satu aplikasinya biomaterial tulang adalah pembuatan baut tulang (*bone screw*) yang sering digunakan dalam proses penyembuhan trauma atau patah tulang (*bone fracture*). Sebagai contoh, pada kasus patah tulang kaki, tangan atau bahu, akan disarankan untuk di-implan logam penopang berupa pelat penyambung tulang bertekanan dinamis (*dynamic compression plate, DCP*) untuk membantu proses penyembuhan tulang yang terdiri dari pelat dinamis dan baut tulang,

sebagaimana Gambar 1. DCP dapat dipasang secara internal (di dalam lapisan daging dan kulit, maupun external atau di luar kulit.



Gambar 1. Pelat Kompresi Dinamik

Pelat DCP dan baut tulang yang ada di Indonesia saat ini, adalah produk impor dan umumnya bukan logam yang dapat terdegradasi, seperti: baja tahan karat, titanium, dan platinum. Produk pelat dan baut tulang yang masih impor tersebut didisain untuk pasien di Eropa yang berpostur lebih besar dari orang Indonesia sehingga sebenarnya kurang cocok. Selain itu, sistem baut yang tidak terdegradasi akan memberikan efek sakit (trauma) pada pasien dua kali yaitu saat pemasangan dan pencabutan DCP. Bekas baut tulang juga akan menyisakan lubang pada tulang yang dapat memperbesar resiko patah tulang kedua. Paduan magnesium memiliki keunggulan karena dapat luruh dan tidak berbahaya (*biodegradable*), dimana waktu korosinya (*corrosion time*) dapat dimanipulasi sesuai dengan komposisi unsur menambahnya.

Artikel ini bertujuan untuk menjelaskan berbagai peluang dan tantangan dalam implementasi magnesium dan paduannya untuk aplikasi material pembuat baut tulang mampu luruh.

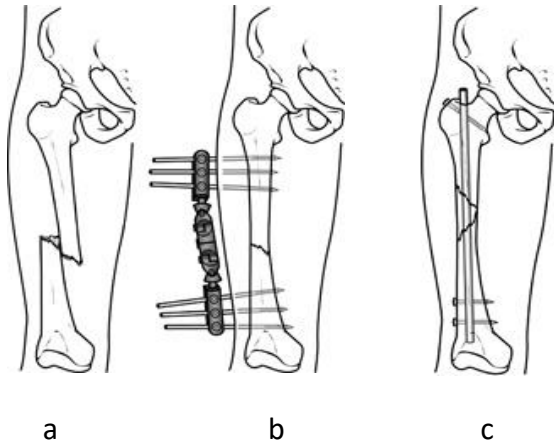
### Sistem Penyembuhan patah tulang

Jutaan orang menderita karena adanya trauma tulang yang dapat disebabkan baik oleh kecelakaan, penyakit, atau pun cacat bawaan. Angka kejadian trauma tulang juga terus meningkat seiring dengan banyaknya kasus trauma tulang yang disebabkan oleh faktor usia, seperti dengan adanya penuaan tulang (*osteoporosis*).

Sebagai contoh, berdasarkan data penderita yang dirawat di Staf Medis Fungsional (SMF) Ilmu Bedah Rumah Sakit Umum DR. Soetomo Surabaya tahun 2001-2005, menunjukkan bahwa penderita fraktur tulang akibat kecelakaan lalu lintas sekitar 64,38%. Angka kejadian fraktur tulang pada *mandibula* (rahang bawah) dan maksila (rahang atas) menempati urutan terbanyak yaitu sebesar 29,85%, fraktur zigoma (rangka wajah) 27,64% dan fraktur nasal (hidung) 12,66% [1].

Kasus-kasus trauma dan fraktur tulang tersebut dapat menimbulkan kerusakan pada struktur tulang dan sampai saat ini proses rekonstruksi tulang masih menjadi tantangan bagi para ahli bedah, karena proses penyembuhannya seringkali mengalami gangguan atau bahkan kegagalan [2,3].

Saat ini, dalam aplikasi teknologi kedokteran biomedik menganjurkan bahwa untuk membantu proses rekonstruksi trauma tulang besar, dapat dilakukan terapi dengan menggunakan bantuan material penopang tulang berbentuk pelat tulang (*bone plate*), dan baut tulang (*bone screw*), atau disebut pelat kompresi dinamis (*dynamic compression plate, DCP*). Contoh DCP yang dipasang secara internal (dibawah kulit) atau eksternal (di luar permukaan kulit) pasien adalah sebagaimana Gambar 2.



Gambar 2. (a) Patah tulang, (b) fiksasi eksternal, dan (c) fiksasi internal

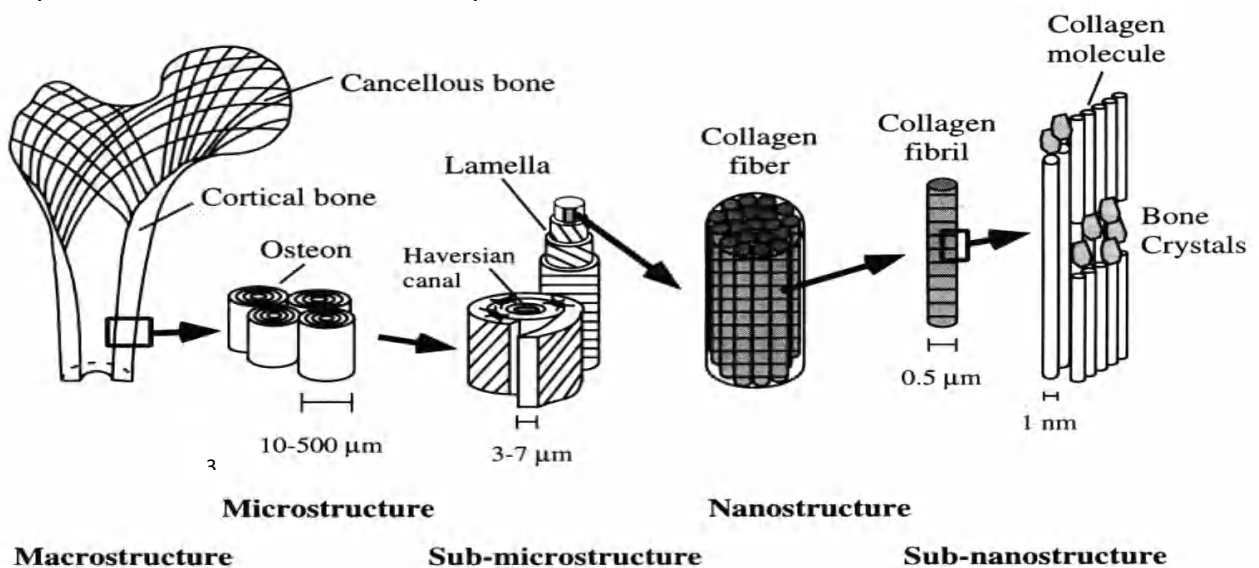
Saat ini, Indonesia masih sangat tergantung terhadap produk trauma tulang impor, dimana telah di disain untuk postur tubuh orang luar negeri, sehingga kurang cocok untuk orang Indonesia. Selain itu, baut tulang yang tersedia adalah berbahan tidak mampu luruh (*non-degradable materials*), seperti: paduan titanium, stainless steel, paduan Co-Cr, dan platina. Baut jenis bahan yang tidak terdegradasi tersebut akan memberikan rasa sakit dan bekas lubang pada saat pengambilan pelat tulang sehingga berpotensi untuk memberikan patah

kedua. Maka ada peluang untuk mendapatkan paduan logam yang mampu luruh dalam tubuh manusia sebagai bahan membuat baut tulang.

### Struktur dan Sifat Mekanik Tulang

Tulang adalah material komposit sel terbuka yang terdiri dari sistem vaskular yang kompleks dan bagian-bagian signifikan yang berhubungan dengan dengan protein. Tulang juga seperti jaringan ikat lainnya, yang memiliki sel-sel, serat dan matriks. Tulang terdiri dari serat kolagen yang sangat sangat teratur memiliki ikatan.

Struktur mikro tulang dapat dibedakan menjadi kompak atau tulang kortikal (*cortical bone*), dan bagian inti yang terdiri dari tulang seluler (*cancellous bone*) atau sering disebut struktur trabekular berpori. Kedua jenis tulang tersebut terdiri dari komposisi yang sama, masing-masing berisi proporsi yang berbeda dari bahan organik dan anorganik, tingkat porositas dan organisasi. Diagram struktur tulang manusia sebagaimana Gambar 3.



Gambar 3. Jenis-jenis Struktur Tulang Manusia

**Sifat Mekanik Tulang.** Densitas tulang yang berstruktur kancellus (cancellous bone) dan kortikal (cortical bone) adalah berbeda, dimana tulang kancellus memiliki densitas lebih tinggi bila dibandingkan kortikal, hal ini menyebabkan besarnya beban yang dapat diterimanya juga berbeda. Semakin besar beban yang dapat diterima tulang tertentu, semakin tinggi densitasnya dan tulang akan berbentuk lebih padat.

**DCP dan Baut Tulang.** Secara klinis, produk DCP yang umum digunakan untuk penyembuhan fraktur tulang pada saat ini adalah jenis pelat dan baut tulang berbahan tahan karat (*non-degradable*) tetapi didapatkannya beberapa kekurangan berupa kesulitan pengambilan gambar sinar-X maupun MRI scan dan potensi trauma tulang kedua pasca operasi pencabutan baut tulang setelah proses penyembuhan, telah membuka peluang bagi pengembangan material yang mampu terdegradasi. Material baut tulang yang mampu terdegradasi, secara umum dapat dibagi dua katagori, yaitu yang berbasis polymer (*polymer-based*) maupun logam (*metal based*) terutama magnesium dan paduannya.

Baut tulang berbasis polimer yang sudah ada di pasaran diantaranya adalah: PLA (*poly-lactic acid*), PGA (*poly-glicolic acid*), TMC (*trimethylene carbonate*), PDS (*poly-diaxonone*), dan berbagai ko-polimer dari bahan-bahan tersebut serta bahan kompositnya dengan variasi komposisi yang spesifik [4-7].

Aplikasi baut tulang berbasis polimer memiliki kelebihan dalam hal modulus yang rendah dan tahanan deformasi terhadap fase anorganik, namun aplikasinya dibatasi karena kekuatan mekanik bahan yang relatif rendah. Bahan berbasis polimer dan ko-polimernya juga umumnya hanya dapat diaplikasikan untuk kasus fraktur tulang dengan gaya tarik,

gaya geser dan gaya kompresi yang relatif rendah [8] sebagaimana data pada Tabel 1.

Tabel.1. Perbandingan sifat mekanik polimer, logam, dan tulang manusia

| Material        | Densitas (g/cm <sup>3</sup> ) | Modulus Elastisitas (Gpa) | Kekuatan Tekan (Mpa) | Fracture toughness (Mpa <sup>1/2</sup> ) | Referensi                          |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------|----------------------|------------------------------------------|------------------------------------|
| Tulang          | 1,8 - 2,1                     | 3 - 20                    | 130 - 180            | 3 - 6                                    | Dirangkum dari referensi [9-12;13] |
| Magnesium       | 1,74 - 2,0                    | 41 - 45                   | 65 - 100             | 15 - 40                                  |                                    |
| Paduan Ti       | 4,4 - 4,5                     | 110 - 117                 | 758 - 1117           | 55 - 115                                 |                                    |
| Paduan Co-Cr    | 8,3 - 9,2                     | 230                       | 450 - 1000           | N/A                                      |                                    |
| Stainless Steel | 7,9 - 8,1                     | 189 - 205                 | 170 - 310            | 50 - 200                                 |                                    |
| Sintetic HA     | 3,1                           | 73 - 117                  | 600                  | 0,7                                      |                                    |

Berdasarkan Tabel 1 diatas, keterbatasan matrial polimer dan logam yang tidak luruh tersebut membuka peluang aplikasi baut tulang mampu terdegradasi berbasis magnesium yang memiliki kelebihan pada sifat mekaniknya dan modulus elastisitasnya yang baik dan menyerupai tulang manusia. Selain itu magnesium juga termasuk unsur yang dibutuhkan untuk pertumbuhan tulang manusia dan produk degradasinya tidak berbahaya bagi tubuh.

Konsep yang ingin diaplikasikan dalam implementasi baut tulang mampu terdegradasi berbahan magnesium adalah bahwa waktu degradasi (*degradation time*) antara baut tulang adalah sesuai dengan proses penyembuhan fraktur tulang, dimana pada saat sempurnanya proses penyembuhan tulang, di saat yang sama baut tulang terdegradasi, sehingga tidak diperlukan proses operasi pengangkatan baut tulang.

Untuk mengurangi kelemahan-kelemahan magnesium, para pakar material dunia telah berusaha mencari jenis komposit optimum untuk meningkatkan kekuatan tarik dan elastisitas bahan, dengan penambahan beberapa unsur, seperti: Aluminum (Al),

Argentem/perak (Ag), Silikon (Si), Tin (Sn), Zink (Zn), dan Zirkonium (Zr)[14]. Selain itu, untuk mengatur laju korosi magnesium yang relative tinggi, beberapa unsur umumnya ditambahkan dalam paduannya, seperti: Cadmium (Cd), Manganase (Mn), Tin (Sn), Zink (Zn) dan Calsium (Ca) dengan angka konsentrasi optimum tertentu [13-14]

### **Kesimpulan**

Magnesium dan paduannya memiliki potensi yang besar untuk dapat diaplikasikan pada tulang. Penelitian untuk meningkatkan sifat mampu luruh dan sifat mekanik yang optimum pada paduan magnesium masih menjadi tantangan utama dalam implementasinya.

### **Ucapan Terimakasih**

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Kemenristekdikti atas Hibah Kompetensi TA 2016, No. Kontrak: 78/UN26/8/LPPM/2016.

### **Referensi**

- [1] Reksoprawiro S, Bedah Kepala Leher XI, Penggunaan Miniplate pada Penata-laksanaan Fraktur Maxilofacial, Farmacia, Vol.7 No.1, 2006, p:56-57
- [2] Zhao J, Zhiyuan Z, et al. Apatite-Coated Silk Fibroin Scaffolds to Healing Mandibular Border Defect in Canines, Bone 45, Elsevier, 2009, p:517-527.
- [3] Rimondini L, Nicolo N-A, et al. In Vivo Experimental Study on Bone Regeneration in Critical Bone Defects using An Injectable Biodegradable PLA/PGA Copolymer. Oral Surgery, Oral Medical, Oral Patholog, Bologna: Instituti Orthopedic Giardino 2004.
- [4] Anker CJ, Holdridge SP, et al. Ultraporous beta-tricalcium

phosphate is well incorporated in small cavitory defects. Clin. Orthop. Relat. Res., 2005, 434, p.251-257

- [5] Ignatius AA, Betz O, et al. In vivo investigations on composites made of Resorbable ceramics and poly(lactide) used as bone graft substitutes. J. Biomed. Mater. Res. 2001, 58, p.701-709
- [6] Ignatius AA, Ohnmacht M, et al. A composite polymer/tricalcium phosphate membrane for guided bone regeneration in maxillofacial surgery. J. Biomed. Mater. Res. 2001,58, p.564-569
- [7] Taylor MS, Daniels AU, et al. Six bio-absorbable polymers: in vitro acute toxicity of accumulated degradation products. J. Appl. Biomater., 1994, 5, p.151-157
- [8] Wittenberg JM, Wittenberg RH, et al. Biomechanical properties of resorbable poly-Llactide plates and screws: a comparison with traditional systems. J. Oral Maxillofac. Surg., 1991, 49, p.512-516
- [9] DeGarmo PE. Materials and processes in manufacturing, 5th ed. New York: Collin Mac Millan, 1979.
- [10] Gibson L, Ashby M. Cellular solids: Structure and properties. Sydney; Pergamon Press; 1988, p. 1-41.
- [11] Choi JW, Kong YM, et al. Reinforcement of hydroxyapatite bioceramic by addition of Ni3Al and Al2O3. J. Am. Ceram. Soc. 1998, 81, p. 43-91.
- [12] Thamaraiselvi TV, Rajeswari S. Biological evaluation of bioceramic materials : a review. Trends Biomater Artif Organs, 2004, 19, p.9-17.
- [13] Gu X, Zheng Y, et al. In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys. Biomaterials, 2009, 30, p.484-498.

[14]Fan Z. Development of the rheo-  
diecasting process for magnesium

alloys. Mater. Sci. Eng. A,2005, 413,  
p.72–78.

# **Magnesium and its alloys for bone material applications: current status and future challenges**

Irza Sukmana<sup>1</sup>, Shirley Savetlana<sup>1</sup>, Asep Hermanto<sup>1,2</sup>, Noor Jasmawati<sup>3</sup>, Yanuar Burhanuddin<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Lampung, Gedung H Lt.2, Jalan Prof. Soemantri Brojonegoro No. 1, Bandar Lampung, Indonesia

<sup>2</sup>SMK Negeri 1 Seputih Agung Lampung Tengah, Lampung Indonesia

<sup>3</sup>Faculty of Biosciences and Medical Engineering, Block V-01 Universiti Teknologi Malaysia, Johor Bahru, Malaysia

\*Corresponding author: [yanuar.burhanuddin@eng.unila.ac.id](mailto:yanuar.burhanuddin@eng.unila.ac.id)

## **Abstract**

Interest in the application of biodegradable bone screw is driven by the increasing knowledge on biomedical materials and tissue engineering field. Currently, various polymeric- as well as metallic-based materials have been used as degradable bone screw. Biodegradable material is a desirable feature for bone screw since the goal is that it uses as a temporary structure holding a growing bone tissues until the bone fracture has sufficiently healed. Among others, magnesium and its alloys have a potential chance to serve as biodegradable bone screw applications, as it has mechanical properties similar to natural bone, lightweight, and biocompatible approved. This article aims to report current development and future potential use of magnesium-based metal for bone screw application. Techniques on manufacturing process, mechanical performance, and biocompatibility assessment of magnesium and its alloys are highlighted.

**Keywords:** magnesium, bone tissue, manufacturing process, biocompatibility assessment

## **BONE TISSUE**

Bone is an open cell composite material composed of a complex vascular system and a significant fraction of protein-related materials. Bone also like other connective tissues, which has cells, fibers and a matrix. In bone, the extracellular matrix is calcified and the fibers, which are collagen, are very highly ordered. At the architectural level, bone is made up of two types of different tissues tightly packed together. The outer shell is of dense

compact or cortical bone, while the inner core is comprised of porous cellular, cancellous or trabecular bone. Although both bone types comprise the same composition, each one contains different proportions of the organic and inorganic materials, degree of porosity and organization. The porosity of cortical bone is 5-10%, while in cancellous bones the porosity ranges between 75% and 90% [1,2]. The cells of the bone are developed into one of three main structures, osteoblasts, osteoclasts or osteocytes [3].

Cortical bone is highly dense and contains cylindrically organized osteons, also known as Haversian system, ranges between 10 to 500  $\mu\text{m}$ . It is notable that the Haversian canal is composed of blood vessels in parallel to the long axis of the bone. These blood vessels are interconnected with vessels on the surface of the bone through perforating canals [4,5]. Contrary to cortical bone, cancellous bone is highly porous, consisting of an interconnected network of trabeculae which is about 50-300  $\mu\text{m}$  in diameter. Figure 1 illustrates the basic architecture of the bone [4].

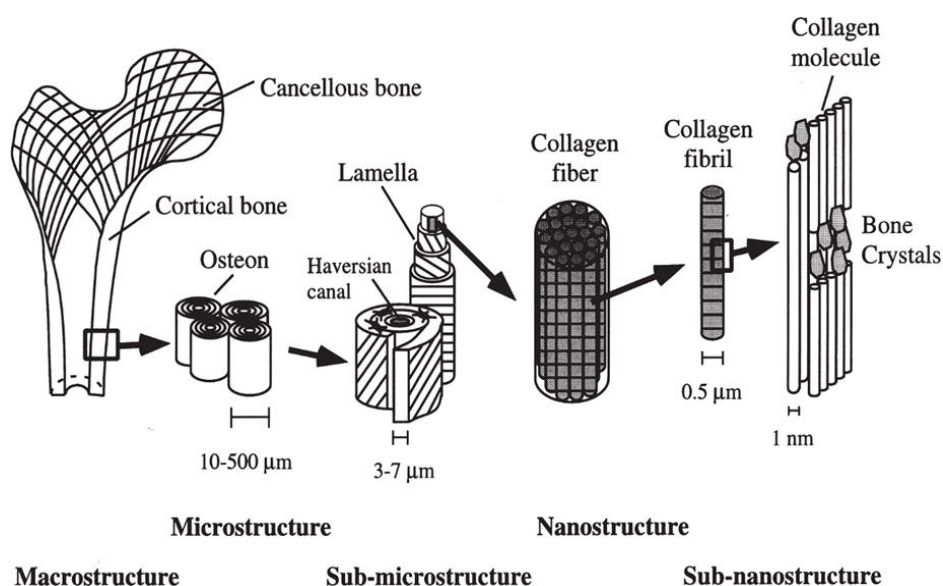


Figure 1: Basic architecture of the bone.

Bone diseases and fractures count for half of all chronic diseases in the population over 50 years of age in developed countries. Moreover, the prevalence of these problems is likely to increase in the nearby future due to the aging of the population [6]. These diseases cause high morbidity, and often require surgical interventions. The most common causes of bone defects include trauma (i.e. motor vehicle collisions, pedestrian/vehicle accidents, ballistic injuries), birth defects (i.e. nasoalveolar cleft, craniofacial deformities), tumours and diseases (i.e.

periodontitis, osteoarthritis, osteoporosis). Approximately 30 000 hip fractures have been reported every year in Canada alone, of which some 6000 may die [7].

Bone substitutes or bone graft are playing a major role in repairing and replacing damaged or diseased tissues. In US and Europe, over 1 million bone-grafting procedures performed annually [8]. There are two traditional ways used in bone disease treatment, autografting and allografting. The autograft, which is a section of bone taken from a patient's own body, has been used for decades to supplement host repair, while an allograft is tissue harvested from one individual and implanted into another individual of the same species, usually taken from cadaver [9]. Bone graft provides the structural stability and natural osteogenic behavior for patients, but both autograft and allograft failed to provide the optimum therapy and they have limitations [10,11].

Autograft is expensive and generally considered as the gold-standard graft material. The advantage of an autograft is that it contains viable osteoblasts and osteogenic precursor cells that can contribute to the formation of new bone [12]. In autograft, the requirement for bone regeneration possesses three essential elements which are osteogenesis, osteoinduction and osteoconduction. However, only minimal amount of bone tissue can be harvested for autografts because of the remaining tissue at the harvest site is damaged by the removal of the graft. Thus, the harvesting procedure often leads to donor site discomfort and morbidity [13], and it may be difficult to form this tissue into the desired shape [14,15]. The use of allograft does avoid the issue of harvest site morbidity, is available in desired quantity, can be configured, decreases hospitalization time and reduces costs. Although these methods are successful in some aspects, shortcomings are encountered with their usage [16]. Allograft often provokes an immunogenic response, can be rejected by the host and often needs autograft tissue to initiate osteogenesis. Furthermore, disadvantages are also associated with allograft and include histocompatibility differences that may affect proper healing, increased risk of infection, lack of availability and back ordering, size variations and possible structural weakness [17-19].

The main problem when using those traditional treatments is the shortage of donor tissue that limits the number of people receiving bone transplantations. Therefore, bone graft substitutes have been used to reconstruct bone defects. A bone graft substitute should be osteoconductive, osteoinductive, biocompatible, biodegradable, structurally similar to bone,

easy to use, and cost-effective [20]. To overcome the limitations, fabrication of synthetic bone graft substitutes have been developed as an alternative method to promote regeneration of feasible healthy bone. However, till now no method has yet provided a satisfactory solution.

Bone tissue engineering has been promoted as a new way and promising field to regenerate bone tissue. This approach combines cells capable of osteogenic activity and osteoinductive signal molecules with an appropriate material. Tissue engineering is an interdisciplinary field that draws from materials science, cell biology, and biotechnology to synthesize effective strategies for repair or replacement of damaged or diseased tissues [21]. Bone tissue implants require not only a material with adequate composition, but also a good structure that mimics the mechanical properties and architecture of bone. Despite the great progress in manufacturing of bulk (dense) metallic implants for orthopedic applications, there are major concerns associated with their use in the human body. Two major problems are the biomechanical mismatch of stiffness between the implant and bone, as well as micromotion of the implants due to inadequate initial fixation with host tissue [22-24]. Typically, *in vitro* bone tissue engineering uses engineered 3-D scaffolds [25], made of synthetic biodegradable polymers [26] or bioceramics [27,28], as substrates for 3-D culture of osteoblasts or other applicable cell types.

From that, minimally invasive treatments have been developed using an injectable system for bone tissue engineering. Several injectable gels have been used to carry cells in order to engineer bone. Some researchers that have been using an injectable system are Tsuchida et al using collagen [29], Shang et al and Wang et al using alginate [30,31], and Perka et al using fibrin [32] gels, but these substances cannot be molded to the shapes of the bone defects when injected in situ or that they cannot follow the shapes of 3D cell culture molds in vitro. Tomonori Matsuno (2010) introduced the design of injectable composite scaffold fabricated from  $\beta$ -TCP beads and alginate for bone tissue engineering. The  $\beta$ -TCP bead/alginate composite is not only injectable, but also instantaneously formed from  $\beta$ -TCP beads and alginate. Therefore, the composite is sufficiently adaptable to the irregularities of bone defects and which possessed adequate mechanical strength. Additionally, the composite act as an appropriate 3D scaffold for osteogenic cells, and function as drug delivery carrier of

growth factors [33]. In this study, alginate hydrogel was used to facilitate the delivery and distribution of MSCs.

A uniform size of  $\text{CaCl}_2$ -coated  $\beta$ -TCP beads was selected to reinforce the initial strength. In vivo experiment demonstrated that the  $\beta$ -TCP bead/alginate composite had an osteoinductive effect in soft tissue — without an osteogenic differentiation medium for MSCs and  $\beta$ -TCP bead/alginate composite induced the formation of bone-like calcified tissue. However, compressive strength result shows only  $69.0 \pm 4.6$  kPa, and the strength seen  $6.11 \pm 2.28$  kPa which may not match with the properties of natural bone that have higher strength. Generally, bone surrounding the implant is subjected to negligible mechanical stress, which may result in detrimental bone resorption [34-36]. Thus, bone that holding the implant in place becomes weakened, causing a loosening of the device. Based on that, good load transfer and bone anchorage is of foremost importance in designing the material and structure of orthopaedic implants. Today's tissue engineering research and development could be done by a new class of materials, known as porous materials. Bone is a porous tissue material, therefore there is a physiological rationale for the use of porous materials in its replacement.

## **POROUS METAL FOR BONE IMPLANT**

Porous metal bone implant is used as a support structure allowing the tissues/cells to adhere, proliferate and differentiate to form a healthy bone/tissue for restoring the functionality. In general, porous metal used for bone implant must meet the following essential requirements which are mechanical compatibility, biocompatibility, bioactive, controllable biodegradation when resorbable materials are considered, good response to the cells and tissues and well-defined structures, including pore structure and surface structure. The strength and biological integrity must be retained through the process of regeneration/repair of the damaged bone tissue. In general, the required characteristics of bone scaffold can be classified into four related aspects:

### Mechanical properties

Metallic-based implant aimed for the repair of structural tissues should provide mechanical support in order to preserve tissue volume and ultimately to facilitate tissue regeneration. It also must mechanically strong enough for function; no fragmentation, no generation of particles, suitable for scaffolding, no causing of mechanical damage to the surrounding

tissues (including soft and hard tissue). The most critical mechanical properties to be matched by the implant are bone loading stiffness, strength and fatigue strength. When the implant's stiffness exceeds that of natural bone, stress concentration in the surrounding bone can cause bone failure. Conversely, when the implant's stiffness is less than that of natural bone, stress concentration in the scaffold can cause implant failure as well as bone atrophy. This effect of stiffness mismatch, which gives rise to uneven load sharing between bone and implant, is known as stress shielding [37]. In this case, stress shielding affects the bone remodelling and healing process. When the bone implant interface starts to fail, developing a soft fibrous tissue at the interface can make more relative motion between the implant and the bone under loading. This fact causes pain to the patient and after a certain period, the pain becomes unbearable and the implant must be replaced, by a revision procedure [38,39].

### Design structure

Metallic-based implant considered for bone tissue must have porous architecture.

Pore size and interconnectivity are important in that they can affect how much cells can penetrate and grow into the scaffold and what quantity of materials and nutrients can be transported into and out of the scaffold. In other words, pore size distributions, porosity and the interconnectivity of the scaffold should be sufficient for cell seeding, cell migration, matrix deposition, vascularization and mass transport of nutrients from and to the cells. Both cell seeding and bone ongrowth normally are well developed with high porosity, typically among 50-90% and the pore size falls within a certain critical range to promote cell seeding and ingrowth [40,41]. Physiologically, previous research has shown that the optimum pore size for promoting bone ingrowth is in the range of 100-500  $\mu\text{m}$  [42,43]. Cell ingrowth and nutrient transport are interconnected with the porosities.

### Biocompatibility

One of the most important non-mechanical requirements of metallic-based bone implant is the biocompatibility. Biocompatibility is the ability to exist in contact with tissues of the human body without causing an unacceptable degree of harm to the body. It is not only associated to toxicity, but to all the adverse effects of a material in an biological system [44,45]. An ideal bone scaffold must be osteoconductive where the scaffold allows the bone cells to adhere, proliferate, and form extracellular matrix on its surface and pores. The scaffold should also be able to induce new bone formation through biomolecular signaling and recruiting progenitor cells, a property known as osteoinduction. Furthermore, an ideal

scaffold needs to form blood vessels in or around the implant within few weeks of implantation to actively support nutrient, oxygen, and waste transport [46].

The implant scaffold provides a template for regenerated tissue. The metallic-based implant shouldn't be permanently present in human body in order to avoid any unforeseen adverse effects such as interfacial stability with host tissue, stress shielding and mechanical and electrochemical wear debris [47]. Bone precursor cells can be seeded on scaffold preoperatively and scaffold is then implanted [48,49] or scaffold is directly implanted in patient's defect site [48]. In either case, scaffold should safely resorb at the rate close to the tissue regeneration rate.

### Corrosion resistance

Corrosion resistance as an important issue in selection of metallic biomaterials because the corrosion of metallic implants due to the corrosive body fluid is unavoidable. The implants release undesirable metal ions which are non biocompatible. Corrosion can reduce the life of implant device and consequently may impose revision surgery. In addition the human life may be decreased by the corrosion phenomenon.

## **POROUS METALS PROPERTIES**

There are several biocompatible porous metallic-based scaffold materials that are frequently used as implanting materials orthopedic surgery to replace damaged bone or to provide support for healing bones or bone defects. Porous metallic biomaterials facilitate bone ingrowth and thereafter improve the interlock between implants and bone. While developing a new porous metallic biomaterial, we have to consider a number of requirements. Firstly, the material must be biocompatible. Secondly, the porous metallic biomaterials should have a high porosity and a porous structure similar to that of human cancellous bone, which therefore can provide sufficient space for tissue ingrowth and exchange of body fluids.

Porous metallic scaffolds, predominantly made of Ti, Ta and Mg have been studied as bone replacement materials.

### Porous Titanium

Titanium (Ti) and its alloys are well recognized as one of the most attractive biomaterials that have been extensively used for dental and orthopedic implants over the past few decades,

owing to their excellent mechanical properties (e.g., high strength and toughness), biocompatibility, and chemical stability [50]. Recently, considerable effort has been made to produce porous Ti scaffolds to match their mechanical properties (particularly, elastic modulus and stiffness) to those of the surrounding bone and provide a favorable environment for bone ingrowth [51,52]. There are a variety of manufacturing methods available for producing porous Ti scaffolds, including the sintering of metal powders, space holder method, rapid prototyping method, and freeze casting method. J.-H. Lee et al. was introduced sponge replication method that can achieve high porosity and good interconnections between pores, which is quite beneficial to the bone ingrowth and vascularization of newly formed tissue. J.H. Lee et al also improved the mechanical and biocompatibility of the porous.

Ti scaffolds by using a combination of the modified polymeric sponge replication method and anodization process, which can create elongated pores to improve the compressive strength of porous Ti scaffolds and a bioactive, nanoporous TiO<sub>2</sub> coating layer to enhance their biocompatibility, respectively [53].

#### Porous Tantalum

Tantalum has been shown to be corrosion resistant [54] and bioactive in vivo [55]. Through the formation of a bone-like apatite layer in simulated body fluid, tantalum has been shown to be bioactive and biologically bond to bone. In several *in vitro* and animal studies, the porous Ta metal has provided a scaffold for bone ingrowth and mechanical attachment [56-58]. Moreover, porous Ta components also offer a low modulus of elasticity, high surface frictional characteristics, and excellent osseointegration properties (i.e., bioactivity, biocompatibility, and in-growth properties) [59-61]. However, Ta have extremely high melting temperature (3017°C), besides its high affinity towards oxygen, makes it difficult, if not impossible, to process Ta structures via conventional processing routes.

#### Porous Magnesium

Magnesium and magnesium alloys are exceptionally lightweight metals with density ranging from 1.74 to 2.0 g/cm<sup>3</sup>, which is much less than that of the biomedical Ti alloy (4.4–4.5 g/cm<sup>3</sup>) and close to that of the bone (1.8–2.1 g/cm<sup>3</sup>). Moreover, the fracture toughness of magnesium is greater than ceramic biomaterials, while the elastic modulus (41–45 GPa) is close to that of the bone that avoids the stress shielding effect and has standard electrode potential of – 2.37 V, and bare magnesium metal exhibits even poorer corrosion resistance in

Cl<sup>-</sup> containing physiologic environment. Therefore, magnesium alloys could be developed as a new biodegradable metal, taking advantage of their fast corrosion rate in the physiologic environment.

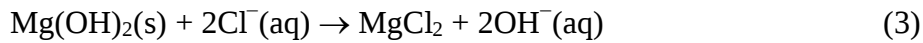
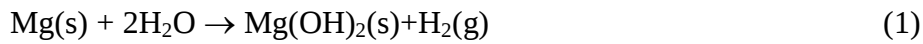
Magnesium (Mg) is the fourth most abundant cation in the human body following Ca, K and Na. Adults have around 1 mol (or 24 g) of Mg of which nearly half is stored in muscle and tissues while the remainder is mostly stored in bone. Only around 1 % of Mg is present in extracellular fluid [62,63]. Mg has been long known as a crucial element in the body playing an important role in many physiological and biological processes. Thus, it is crucial for the human body to control Mg concentrations in both intra- and extracellular tissue. Mg also plays several crucial roles in the intracellular system of the body. In terms of genomic stabilisation, Mg is required to regulate cell cycle (proliferation, differentiation and apoptosis), stabilise DNA's helix structure and stimulate DNA repair processes [64,65]. Mg ions are transported between extra and intracellular systems principally by diffusion process [64,66]. Changes in intracellular Mg level are detectable when the extracellular Mg level is as low as 0.2 mmol/l. This indicates that intracellular Mg concentration is strictly controlled [67].

Furthermore, because of its biodegradability, the second surgery for the removal of the scaffold might be avoided. Recently, Mg-Ca alloys have been also produced and evaluated *in vitro* and *in vivo* as biodegradable biomaterials for orthopaedic applications. However, concerns over the toxicity of dissolved Mg have been raised, but it has been shown that the excess of magnesium is efficiently excreted from the body in urine [66]. Mg and its alloy corrode/degrade in aqueous materials by several different oxidation-reductions which are influenced by the alloying elements.

#### Biological properties of magnesium

Magnesium and its alloys are reported to be bioresorbable compared with other metallic biomaterials. Magnesium was first introduced, as a metal plate, in bone fracture fixing application by Lambotte in 1907. The result was unsuccessful as Mg completely corroded in only 8 days post-operation with generation of gas [68,69]. Nevertheless, further attempts were made to use Mg and its alloys. Seelig [70] subcutaneously implanted chemically "pure" Mg strips in rabbits and dogs. This work also experienced a physiological reaction which involved the liberation of gas and a forming of Mg salt [71]. Recent *in vitro* analysis

confirmed that the released gas is H<sub>2</sub> and Mg salt which appears as a white sediment is Mg(OH)<sub>2</sub> [72]. The H<sub>2</sub> gas pocket forming under a patient's skin occurs as the gas is released at a rate greater than the surrounding tissues can absorb. This gas pocket together with the disintegration of Mg could be clearly observed two weeks after the operation. However, at a later stage both the gas pocket and the calcined Mg were completely absorbed, disappearing from the implantation site. In physiological saline environment, Mg and its alloys degrade through the following electrochemical (corrosion) process:



For the first (1) reaction, Mg(OH)<sub>2</sub> is a gray film developed on the Mg surface as it reacts with water and also produced hydrogen bubbles.

The metal can also directly react with chloride ions to form Mg chloride (2). This highly soluble MgCl<sub>2</sub> is also formed through the reaction of Mg(OH)<sub>2</sub> with chloride ions, as depicted in (3) [73]. Therefore, Mg implant will lose its mechanical integrity before the tissue is completely healed.

### Physiological properties

Physiological properties of magnesium that need to be addressed include cytotoxicity, sensitisation, irritation, genotoxicity, implantation, chronic toxicity and carcinogenicity [74]. X. N. Gu et al investigated biodegradation and cytotoxicity on lotus-type porous Mg, with the average pore size of 170 µm was designed to allow well ingrowth of cells and easy transportation of the body fluid, was fabricated by metal/gas unidirectional solidification under pressurized hydrogen [75], The corrosion behavior, decay of mechanical property and the cytocompatibility were evaluated with the compact pure Mg as control. The lotus-type porous pure Mg exhibits slower hydrogen evolution rate and mass loss rate than those of compact pure Mg during the immersion in SBF. The higher Mg concentrations in porous Mg extract leads to osmotic pressure to cells and thus show higher toxicity than compact pure Mg, the in vitro cytotoxicity results indicate that porous pure Mg is safe for cellular applications. X. N. Gu et al concluded that lotus porous pure Mg would be promising as

degradable tissue engineering scaffold materials with acceptable corrosion rate and biocompatibility.

## **POROUS METALS MANUFACTURING**

Metallic scaffolds can be produced in a variety of ways, using conventional techniques or advanced processing methods. The choice of the technique depends on the requirements of the final application. Selection of the scaffold material and design, the method by which to construct them, and the possible additional surface modification are important to the success of using the scaffold to regenerate new bone.

Several production methods have proven to be able to produce metal foam although only a few are suited to fabrication of porous magnesium. Magnesium scaffolds have been successfully produced by both liquid- and solid-state production methods [76-79]. Komer, C., et al studied on liquid-state processing by injecting liquid Mg with high velocity into a two cavity permanent mould. The first cavity contains a blowing agent powder ( $MgH_2$ ) that will mix with the molten Mg before entering into second cavity. Mg foam produced closed-cell pores with non-uniform pore structure [80]. Yamada et al. employed casting using a porous template technique to manufacture Mg foam.

A porous template is pre-fabricated by pouring a slurry of plaster into an open cell polyurethane (PU) foam. Once the plaster sets the PU foam is removed by firing at 500°C, resulting in a porous plaster template with a pore structure resembling that of the PU foam. The porous plaster template is then infiltrated with molten Mg *via* a vacuum induced pressure. The plaster is then removed from the Mg by means of water spraying [81]. Optical micrographs of the initial PU foam and resultant Mg foam are shown in Fig 2. Besides, Mg foam also can be fabricated via a powder metallurgy route [82] and lotus-type porous pure magnesium using a metal/gas eutectic unidirectional solidification method (GASAR process) [75]. However, there are inherent limitations in these processing methods, which offer little capability precisely to control pore size, pore geometry, pore interconnectivity, spatial distribution of pores and construction of internal channels within the scaffold.

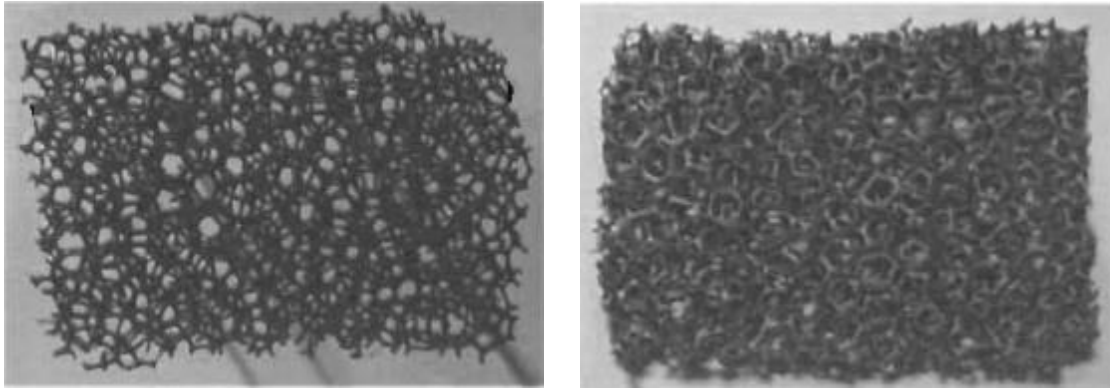


Figure 2: Photographs of a) polyurethane foam and b) resultant Mg foam

### **Advanced porous magnesium fabrication methods**

Rapid prototyping (RP) , generally known as solid freeform fabrication (SFF) or additive manufacturing (AM), is a group of advanced manufacturing processes in which objects can be built layer by layer in additive manner directly from computer data such as Computer Aided Design (CAD), Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) data. Scaffold fabrication is one of the earliest applications of RP and now it becomes more successful and mature area. That's because the ability of RP technologies to incorporate advanced RE and CAD techniques to produce complex models and customized parts. First, a CAD file is created according to the geometry and porosity of the scaffold.

The 3D printing system has a deposition bed, a feed bed, a powder spreader, a print head, and a drying unit. Initially, the printerhead sprays the binder on the loose powder according to the specific CAD file, followed by lowering the deposition bed and raising the feeder bed. A metallic roller then evenly spreads the powder over the binder which then goes to the dryer. The process is repeated, layer-by-layer, until the specific part is built [83]. Ceramic parts can then be densified at high temperature to achieve higher mechanical strength. Figure 3 shows main scaffold fabrication steps by RP techniques. N. T. Kirkland et al. and T. L. Nguyen et al. introduced manufacturing route for fabrication of topologically-ordered porous magnesium (TOPM) scaffolds by using solid free-form fabrication (SFF) process [84,85].

It is reported that a 3D template based on NaCl and designed with topologically ordered porosity was created using a simple fabrication technique based on existing RP methods for the first time. In addition, the novel SFF method described herein has been successful in

manufacturing TOPM scaffolds with controllable, porous, interconnected architecture based on 3D CAD designs. A schematic of the entire process for the synthesis of TOPM is given in Figure 4

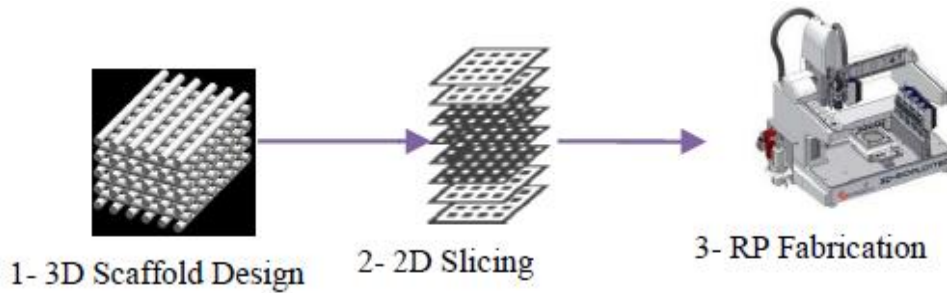


Figure 3: Main scaffold fabrication steps by RP techniques

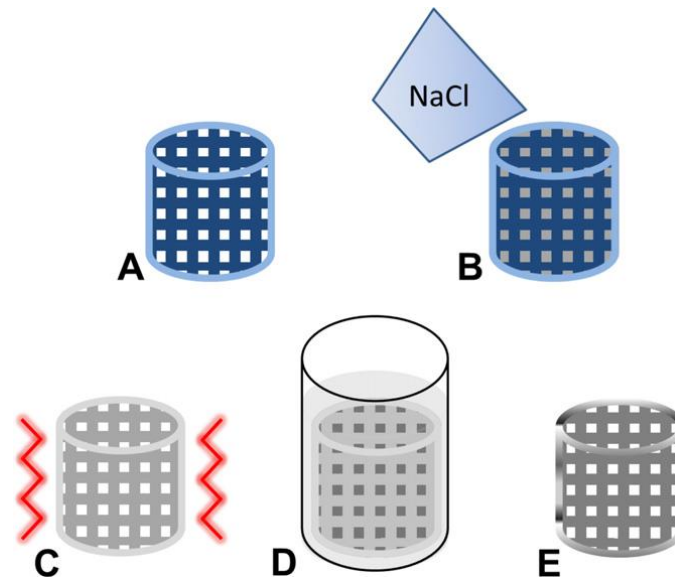


Figure 4: Schematic of the RP fabrication process: (A) polymeric RP template, (B) infiltration of RP with NaCl paste, (C) polymer template burn-out and subsequent sintering of NaCl, (D) low-pressure casting of Mg into the NaCl template, and (E) final TOPM following NaCl removal by dissolution.

## TISSUE VASCULARIZATION AND INTEGRATION CHALLENGE

Bone is a highly vascular tissue that relies on the blood vessels to supply essential nutrients and oxygen. For tissue to grow beyond 100–200  $\mu\text{m}$  (the diffusion limit of oxygen), new blood vessel recruitment is required [86]. The critical role of vascularization in bone development, growth and repair has been well established [87,88] and is hypothesized to be the initiating factor in new bone formation [89]. In bone tissues engineering applications

using porous materials, it is desirable that scaffolds allow for early internal development of functional blood vessels. Neovascularization within the scaffolds reduces the impediment to biochemical transport relative to diffusion through the otherwise present fibrous capsule characteristics of the classical foreign body response (FBR) [90,91].

Mitigating the FBR in this way allows for optimal nutrient/waste transport for engineered tissues that are grown in porous scaffolds and has the potential to promote rapid, controllable dosing in drug delivery and immuno-isolated gene and cell based implant therapies [92]. When the engineered tissue construct is implanted, the seeded cells will have a limited capacity to both uptake substrate molecules (oxygen, glucose, and amino acids) and to clear byproducts of metabolism ( $\text{CO}_2$ , lactate, and urea). Therefore, it will impair the cell viability to such an extent that it hinders the success of the engineered tissue [93,94].

New bone formation in bone grafts occurs only in the presence of a vascular network within the implant, with the greatest amounts of newly laid down bone occurring in the most vascularized areas [94]. In the absence of a vascular supply, transportation of nutrients occurs mainly by diffusion, a transport mechanism that is only efficient over short distances or for tissues with low metabolic activity (e.g. cartilage). In theoretical modelling predicts [94] that a centimetre thick scaffold without vascular supply can support the metabolism of  $280\,000\text{ cells}\cdot\text{cm}^{-3}$  without central necrosis and in native cancellous bone, this value is 1000-fold higher. For metabolically active tissues such as newly formed bone to grow beyond the oxygen diffusion limit of a couple hundred microns, formation of new blood vessels is required.

To successfully engineer bone of significant size and volume, strategies that incorporate vascularization to support the metabolic demands of the engineered tissue are important. Currently, the major challenge in tissue engineering is the lack of a functional microvasculature connected to the host blood supply. Neovasculature development has to be controlled as a strategy for bone tissue engineering therapies. Understanding of the mechanisms by which various signals affect the formation of blood vessels within biomaterials. Some parameters affect vascular growth in porous scaffolds including: (i) porous architecture (pore size and porosity), (ii) transport of growth factors within the scaffolds (diffusion and concentration gradients), (iii) cell response to growth (chemotaxis and chemokinesis) [95]. Based on above parameters, it is an overview of the significant

efforts that have been devoted to characterize and control the mechanisms that govern angiogenesis, as well as the major approaches to engineer vascularized biomaterials.

### **Strategies to promote vascularisation of biomaterials**

Relying on infiltration of vessels into the scaffold after implantation has not been successful to date. Thus, off-the shelf tissue engineering products are limited to thin or a vascular tissues (e.g. skin and cartilage) [96,97]. Several strategies have been proposed to accelerate the establishment of a functional vascular network in bone tissue engineering. In the following, main approaches, principles, outcomes and limitations will be reviewed.

#### Scaffold architecture

The vast majority of bone regeneration strategies have been centered on the scaffold material; however, within the last few years a conceptual shift has been taking place in the development of scaffolds for bone engineering, from a support role for bone-forming cells, to a scaffold that homes a vascular network. Regarding the bulk properties of a scaffolding material, porosity has been one of the most discussed issues [98-100] but with a focus mainly on osteoblast proliferation, matrix deposition, and calcification rather than the in penetration of vasculature. Scaffolds with smaller pores tend to be hypoxic, favoring chondrogenesis, whereas in constructs with larger pores the higher oxygen tension promotes the differentiation of MSCs into osteoblast lineage, favoring osteogenesis [101].

#### Angiogenic Growth Factor Delivery

Soluble growth factors regulate cell proliferation, migration, and cell-cell interactions during angiogenesis. Because of the close association between angiogenesis and osteogenesis, angiogenic growth factors are implicated in neovascularization and in endochondral ossification, making them important therapeutic agents for bone regeneration [102,103]. Some of the known growth factors are VEGF, bFGF, PDGF and transforming growth factor- $\beta$  (TGF- $\beta$ ). VEGF is considered as the most potent angiogenic growth factor that induces endothelial cell migration and proliferation [104-106]. Same with VEGF, bFGF that is synthesized from a number of cell types and shown to stimulate endothelial cell proliferation and migration [107].

Inspired by the mechanism of tumor angiogenesis, various groups have employed angiogenic growth factors to drive endothelial cells from host blood vessels to migrate into pore spaces of scaffolds. Through the use of growth factors such as VEGF, bFGF, and platelet-derived growth factor (PDGF alone or in combination new blood vessel formation can be accomplished [108-110].

#### Microscale technologies for vascularisation

Creation on natural complexity and spatial organization are challenging and become more difficult when aiming to mimic highly vascularised tissues, such as bone, liver or heart [111]. To address this constraint, microscale technologies, such as microfluidics, soft lithography, bioprinting and photolithography have been used to generate microvascular geometries in biomimetic constructs [112-115]. Microfluidics is a widely used technique to generate vessel-like structure. The formation of vascular structures can also be achieved by photolithographic strategies based on modular assembly principle. Recently, researcher have introduced computer-aided rapid prototyping approaches to print vascularised tissues and organs for regenerative medicine, aimed to develop microvascular network in 3D hydrogel [115].

Current vascularisation paradigms fail to mimic the native physiology and they solely rely on newly formed capillaries to grow in and form mature blood vessels. Capillary networks induced by these strategies are not connected to arteries within the scaffolds, thus, will regress within a short time. It is possible to establish capillary networks by several approaches: by the addition of angiogenic growth factors that elicit an angiogenic response in vivo, by the seeding of mature and progenitor ECs, by the incorporation of microcapillary-like structures into the scaffold design that could provide the necessary physical cues for ECs, by exploring the unique relation between ECs and osteoblasts through co-culture systems, and by combining microsurgery.

Despite the great achievement that was the establishment of capillary structures on bone constructs, these vascular structures were revealed to be unstable and prone to regression. Hence, efforts are mainly centered on stabilizing neovasculature and thus promoting long-lasting blood vessels. Other important issue is to the establishment of microcirculation in the engineered construct is it's anastomose with host circulation. If this connection to the recipient's site is not accomplished, the vascularisation strategy is jeopardized. Current technology only allows minimum 1mm of diameter connect to host vasculature of vessels.

The reconstruction of lesions that involve both vascular and a vascular tissue, such as osteochondral defects, raises a new challenge.

## CONCLUDING REMARKS

Development of new biodegradable materials for bone application that meet distinct mechanical/metabolic requirements of bone and cartilage tissue and able to integrated with bone system in order to facilitate the bone regeneration. Current research and technology allows the development of biodegradable bone materials in the form of bulk as well as porous, where magnesium alloys is one of the most potential candidate.

## ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to acknowledge the financial support form Minister of Research, Technology and Higher Education (Kemenristekdikti) through Hibah Kompetensi grant contract No.: 78/UN26/8/LPPM/2016.

## REFERNCES

1. Burr, D.B. & Martin, R.B. (1989). Errors in bone remodeling: toward a unified theory of metabolic bone disease. *American Journal of Anatomy*, Vol. 186, 186-216.
2. Choi, K. ; Kuhn, J.L. ; Ciarelli, M.J. & Goldstein, S.A. (1990). The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, 1103–1113.
3. Buckwalter JA *et al.*. Bone biology. II: Formation, form, modeling, remodeling, and regulation of cell function. *Instr Course Lect*;1996;45:387–99.
4. Rho J-Y, Liisa K-S, Zioupos P. 1998. *Medical Engineering & Physics* 20: 92–102
5. Weiner S, Wagner HD. 1998. *Annual Review of Materials Research* 28: 271-98
6. Lidgren L. The Bone and Joint Decade-2000-2010. *Bulletin of the World Health Organization*. 2003; 81( 9): 629-697.
7. Seiberling I. Osteoporosis a silent killer. *The Leader-Post*. November 2007.
8. Kelly BE. 2000. *Orthopedic Technology Review* 2: 28-34
9. Jack Zhou and Lin Lu (2011). Biomimetic Structured Porogen Freeform Fabrication System for Tissue Engineering, On Biomimetics, Dr. Lilyana Pramatarova (Ed.), ISBN: 978-953-307-271-5, InTech.

10. Giannoudis VP, Dinopoulos H, Tsiridis E. 2005. *Injury* 36: S20-S7
11. Laurencin CT, Ambrosio AMA. 1999. *Annual Review of Biomedical Engineering* 1: 19-46
12. Arrington, ED.; Smith, WJ.; Chambers, HG.; Bucknell, AL. & Davino, NA. (1996). Complications of iliac crest bone graft harvesting. *Clin Orthop Relat Res*, 329, 300-309, 0009-921X.
13. Silber J, Anderson D, Daffner S. 2003. *Spine* 28: 134-9.
14. Goldberg, M. & Stevenson, S. (1987). Natural history of autografts and allografts. *Clin Orthop Relat Res*, 225., 7-16, 0009-921X.
15. Damien, J. & Parsons, R. (1991). Bone graft and bone graft substitutes: a review of current technology and applications. *J Appl Biomater*, 2., 187-208, 1045-486.
16. Gadzag AR, Lane JM, Glaster D, Forster RA. 1995. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 3: 1-8.
17. Zdeblick T, Ducker TB. The use of freeze-dried allograft bone for anterior cervical fusions. *Spine* 1991;16:726–9.
18. An HS, Simpson JM, Glover JM, Stephany J. Comparison between allograft plus demineralized bone matrix versus autograft in anterior cervical fusion. A prospective multicenter study. *Spine* 1995;15: 2211–6.
19. Bohlman H, Emery S, Goodfellow D, Jones P. Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis for cervical radiculopathy. *J Bone Joint Surg [Am]* 1993;75:1298 307.
20. Giannoudis, PV.; Dinopoulos, H. & Tsiridis E. (2005). Bone substitutes: An update. *Injury*, 36., 20-27, 0020-1383.
21. Langer R, Vacanti J. 1993. *Science* 260: 920-6.
22. Robertson, D.M. ; Pierre, L. & Chahal, R. (1976). Preliminary observations of bone ingrowth into porous materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 10, 335–344.
23. Cameron, H.U. ; Macnab, I. & Pilliar, R.M. (1978). A porous metal system for joint replacement surgery, *The International Journal of Artificial Organs*, Vol. 1, 104–109
24. Ryan, G. ; Pandit, A. & Apatsidis, D.P. (2006). Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*, Vol. 27, 2651-2670.
25. Mistry A, Mikos A. 2005. *Advances in Biochemical Engineering/Biotechnology* 94: 1-22
26. Thomson R, Mikos A, Beahm E, Lemon JC, , Satterfield W, Aufdemorte T, Miller M. 1999. *Biomaterials* 20: 2007-18.

27. de Groot K. 1984. In *Biocompatibility of clinical implant materials*, ed. W DF, pp. 199-222: Boca Raton, FL: CRC Press
28. Ohgushi H, Miyake J, Tateishi T. 2003. *Mesenchymal stem cells and bioceramics: strategies to regenerate the skeleton.*: Novartis Foundation. 118-27.
29. Tsuchida, H.; Hashimoto, J.; Crawford, E.; Manske, P. & Lou, J. (2003). Engineered allogeneic mesenchymal stem cells repair femoral segmental defect in rats. *J Orthop Res*, 21: 44-53, 0736-0266.
30. Shang, Q.; Wang, Z.; Liu, W.; Shi, Y.; Cui, L. & Cao Y. (2001). Tissue-engineered bone repair of sheep cranial defects with autologous bone marrow stromal cells. *J Craniofac Surg*, 12: 586-593, 1049-2275.
31. Wang, L.; Shelton, RM.; Cooper, PR.; Lawson, M.; Triffitt, JT. & Barralet JE. (2003). Evaluation of sodium alginate for bone marrow cell tissue engineering. *Biomaterials*, 24: 3475-3481, 0142-9612.
32. Perka, C.; Arnold, U.; Spitzer, RS. & Lindenhayn, K. (2001). The use of fibrin beads for tissue engineering and subsequential transplantation. *Tissue Eng*, 7: 359-361, 1076-3279.
33. Tomonori Matsuno (2010). Design of Injectable Bone Tissue Engineering Scaffold Consists of  $\beta$ -Tricalcium Phosphate Beads and Alginate, *Tissue Engineering*, Daniel Eberli (Ed.), ISBN: 978-953-307-079-7, InTech.
34. Breme, H.J. & Helsen, J.A. (1998b). Selection of Materials, In: *Metals as Biomaterials*, Breme, H.J. and Helsen, J.A., (Ed.), 1-35, John Wiley & Sons, Chichester.
35. Thieme, M. ; Wieters, K.P. ; Bergner, F. ; Scharnweber, D. ; Worch, H. ; Ndop, J., et al. (2001). Titanium powder sintering for preparation of a porous functionally graded material destined for orthopaedic implants. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Vol. 12, 225±231.
36. Thelen, S. ; Barthelat, F. & Brinson, L.C. (2004). Mechanics Considerations for Microporous Titanium as an orthopedic implant material. *Journal of Biomedical Materials Research*, Vol. 69A, 601-610.
37. Sumner, D.R.; Turner, T.M.; Igloria, R.; Urban, R.M.; Galante, J.O. Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *J. Biomech.* 1998, 31, 909-917.
38. Alvarado, J., et al., *Biomechanics of HIP AND KNEE PROSTHESES*. 2003.

39. Geetha, M., et al., Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—A review. *Progress in Materials Science*, 2008.
40. Freyman TM, Yannas IV, Gibson LJ. 2001. *Progress in Materials Science* 46: 273-82
41. LeGeros RZ, Parsons JR, Decals G, Driessen F, Lee D, et al. 1988. *Annals of the New York Academy of Sciences* 523: 268-71
42. Freyman, T.M.; Yannas, I.V.; Gibson, L.J. Cellular materials as porous scaffolds for tissue engineering. *Prog. Mater. Sci.* 2001, 46, 273-282.
43. Boyan, B.D.; Hummert, T.W.; Dean, D.D.; Schwartz, Z. Role of materials surfaces in regulating bone and cartilage cell response. *Biomaterials* 1996, 17, 137-146.
44. Geetha, M., et al., Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—A review. *Progress in Materials Science*, 2008.
45. Navarro, M., et al., Biomaterials in orthopaedics. *Journal of The Royal Society Interface*, 2008. 5(27): p.1137-1158.
46. Olszta, M.J. et al. (2007) Bone structure and formation: A new perspective. *Mater. Sci. Eng. R: Rep.* 58, 77–116.
47. Jones, J.R. & Hench, L.L., *Biomedical materials for new millennium: Perspective on the future*. *Materials Science and Technology*, 2001. 17(8): p. 891-900.
48. Gross, K.A. & Rodriguez-Lorenzo, L.M.L.M., *Biodegradable composite scaffolds with an interconnected spherical network for bone tissue engineering*. *Biomaterials*, 2004. 25(20): p. 4955-4962.
49. Atwood, R.C., et al., *Analysis of pore interconnectivity in bioactive glass foams using X-ray microtomography*. *Scripta Materialia*, 2004. 51(11): p. 1029-1033.
50. Long M, Rack HJ. *Biomaterials* 1998;19:1621–39.
51. Niinomi M. *Mater Sci Eng A* 1998;243:231–6.,
52. Wen CE, Yamada Y, Shimojima K, Chino Y, Asahina T, Mabuchi M. *J Mater Sci: Mater Med* 2002;13:397–401.
53. Jong-Hoon Lee, Hyoun-Ee Kim a, Kwan-Ha Shin, Young-Hag Koh. *J Mater Letter* 64 (2010) 2526-2529.
54. Bermudez MD, Carrion FJ, Martinez-Nicolas G, Lopez R. Erosion–corrosion of stainless steels, titanium, tantalum and zirconium. *Wear* 2005;258:693–700.
55. Kato H, Nakamura T, Nishiguchi S, Matsusue Y, Kobayashi M, Miyazaki T, Kim H, Kokubo T. Bonding of alkali- and heat-treated tantalum implants to bone. *J Biomed Mater Res* 2000;53:28–35. [PubMed: 10634949].

56. Bobyn JD, Stackpool GJ, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81 B:907– 914. [PubMed: 10530861].
57. Hacking SA, Bobyn JD, Toh K, Tanzer M, Krygier JJ. Fibrous tissue ingrowth and attachment to porous tantalum. *J Biomed Mater Res* 2000;52:631–638. [PubMed: 11033545].
58. Bobyn JD, Toh KK, Hacking SA, Tanzer M, Krygier JJ. Tissue response to porous tantalum acetabular cups: a canine model. *J Arthroplasty* 1999;14:347–354. [PubMed: 10220190].
59. Matsuno H, Yokoyama A, Watari F, Motohiro U, Kawasaki T. Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhenium. *Biomaterials* 2001;22:1253–1262. [PubMed: 11336297].
60. Miyazaki T, Kim HM, Kokubo T, Ohtsuki C, Kato H, Nakamura T. Mechanism of bonelike apatite formation on bioactive tantalum metal in a simulated body fluid. *Biomaterials* 2002;23:827–832. [PubMed: 11771702].
61. Kokubo T, Kim HM, Kawashita M. Novel bioactive materials with different mechanical properties. *Biomaterials* 2003;24:2161–2175. [PubMed: 12699652].
62. Okuma, T., *Magnesium and bone strength*. Nutrition, 2001.17: p. 679-680.
63. Wolf, F.1. & Cittadini, A., *Chemistry and biochemistry of magnesium*. Molecular Aspects of Medicine, 2003.24: p. 3-9.
64. Hartwig, A., *Role of magnesium in genomic stability*. Mutation Research Fundamental and Molecular Mechanisms of Mutagenesis, 2001. 475: p.113-121.
65. Maly, E., *Carcinogenesis from the standpoint of view of molecular geometry and synergism: Relevance of oxygen and magnesium*. Medical Hypotheses, 1983. 11: p. 177-184.
66. Saris, N.-E.L., et al., *Magnesium: An update on physiological, clinical and analytical aspects*. Clinica Chimica Acta, 2000. 294: p. 1-26.
67. Vormann, J., *Magnesium: nutrition and metabolism*. Molecular Aspects of Medicine, 2003. 24: p. 27-37.
68. Stroganov, G.B., et al., *Magnesium-base alloys for use in bone surgery*. 1972, Patent: 3687135: US.
69. Witte, F., et al., *Characterization of degradable magnesium alloys as orthopaedic implant material by synchrotron-radiation-based microtomography*. Access(8 Sep. 2004).

70. Seelig, M.G., *A study of magnesium wire as an absorbable suture and ligature material*. Archives of Surgery, 1924. 8: p. 669-680.
71. Troitskii, V.V. & Tsitrin, D.N., *The resorbing metallic alloy 'Osteosinthezit' as material for fastening broken bone*. Khirurgiia, 1944. 5: p. 41-44.
72. Takaya, M., Hashimoto, K., & Toda, Y., *Application of magnesium to biomaterials for hard-tissue*. Journal of Japan Institute of Light Metals, 2000. 50(7): p. 343-347.
73. B. A. Shaw, *ASM Handbook Volume 13A: Corrosion: Fundamentals, Testing and Protection*, Edited by D. Stephen, ASM International, Materials Park, Ohio, USA, 2003.
74. Dee, K.C., Puleo, D.A., & Bizios, R., *Tissue-biomaterials interactions*. 2002, United States of America: John Wiley & Sons, Inc.
75. . X.N. Gu , W.R. Zhou , Y.F. Zheng , Y. Liu, Y.X. Li (2010), *Degradation and cytotoxicity of lotus-type porous pure magnesium as potential tissue engineering scaffold material*, Materials Letters 64 (2010) 1871–1874.
76. Komer, C., et al., *Endogenous particle stabilization during magnesium integral foam production*. Advanced Engineering Materials, 2004. 6(6); p. 385-390.
77. Goshima J, Goldberg VM, Caplan AI. The Origin of Bone Formed in Composite Grafts of Porous Calcium-Phosphate Ceramic Loaded with Marrow-Cells. Clin Orthop Related Res 1991; 269: 274-83.
78. Hausman MR, Schaffler MB, Majeska RJ. Fracture healing impairment in rats by an angiogenesis inhibitor indicates a requirement for vasculature in early fracture callus development. J Bone Miner Res 2001; 16: S181-S.
79. Haller AV. Opera Minora. Francisci Grasset 1763
80. Wen, C.E., et al., *Processing of biocompatible porous Ti and Mg*. Scripta Materialia, 2001. 45(10): p. 1147-1153.
81. Yamada, Y., et al., *Processing of an open-cellular AZ91 magnesium alloy with a low density of 0.05 g/cm<sup>3</sup>*. Journal of Materials Science Letters, 1999. 18: p. 1477-1480.
82. Wen, C.E., et al., *Porous biodegradable magnesium as bone substitute*. Materials Science Forum, 2003. 419-422: p. 1001-1006.
83. Fielding, G.A. et al. (2012) Effects of silica and zinc oxide doping on mechanical and biological properties of 3D printed tricalcium phosphate tissue engineering scaffolds. Dent Mater. 28, 113–122.

84. N.T. Kirkland, I.Kolbeinsson, T.Woodfield, G.J.Dias, M.P.Staiger (2011), Synthesis and properties of topologically ordered porous magnesium, Mater. Sci. Eng. B (2011), doi:10.1016/j.mseb.2011.04.006.
85. Thanh L. Nguyen, Mark P. Staiger, George J. Dias and Timothy B. F. Woodfield (2011), A Novel Manufacturing Route for Fabrication of Topologically-Ordered Porous Magnesium Scaffolds, Advanced Engineering Materials 2011, 13, No.9.
86. Carmeliet P, Jain RK. Angiogenesis in cancer and other diseases. Nature 2000; 407: 249–257.
87. Goshima J, Goldberg VM, Caplan AI. The Origin of Bone Formed in Composite Grafts of Porous Calcium-Phosphate Ceramic Loaded with Marrow-Cells. Clin Orthop Related Res 1991; 269:274-83
88. Hausman MR, Schaffler MB, Majeska RJ. Fracture healing impairment in rats by an angiogenesis inhibitor indicates a requirement for vasculature in early fracture callus development. J Bone Miner Res 2001; 16: S181-S.
89. Deleu J, Trueta J (1965) Vascularisation of bone grafts in the anterior chamber of the eye. J Bone Joint Surg Br, 47:319–329.
90. Ratner BD. Reducing capsular thickness and enhancing angiogenesis around implant drug release systems. J Control Release 2002 ; 78(1-3): 211-8.
91. Dziubla TD, Torjman MC, Joseph JJ, Murphy-Tatum M, Lowman AM. Evaluation of porous networks of poly(2-hydroxyethyl methacrylate) as interfacial drug delivery devices. Biomaterials 2001; 22(21): 2893-9.
92. Mooney DJ, Organ G, Vacanti JP, Langer R. Design and fabrication of biodegradable polymer devices to engineer tubular tissues. Cell Transplant 1994; 3(2): 203-10.
93. A. L. Sieminski, K. J. Gooch, Biomaterials 2000, 21, 2232.
94. G. F. Muschler, C. Nakamoto, L. G. Griffith, J. Bone Joint Surg. Am. 2004, 86-A, 1541.
95. Jabbarzadeh E, Abrams CF. Strategies to enhance capillary formation inside biomaterials: a computational study. Tissue Eng 2007 ; 13(8): 2073
96. Shepherd BR, Enis DR, Wang FY, Suarez Y, Pober JS, Schechner JS. Vascularization and engraftment of a human skin substitute using circulating progenitor cell-derived endothelial cells. FASEB J 2006; 20(10): 1739.
97. Vacanti CA, Upton J. Tissue-Engineered Morphogenesis of Cartilage and Bone by Means of Cell Transplantation Using Synthetic Biodegradable Polymer Matrices. Clin Plastic Surg 1994 ; 21(3): 445-62.

98. A. M. Martins, M. I. Santos, H. S. Azevedo, P. B. Malafaya, R. L. Reis, *Acta Biomater.* 2008.
99. M. E. Gomes, H. L. Holtorf, R. L. Reis, A. G. Mikos, *Tissue Eng.* 2006, 12, 801.
100. V. Karageorgiou, D. Kaplan, *Biomaterials* 2005, 26, 5474.
101. Marina I. Santos, Rui L. Reis, *Vascularization in Bone Tissue Engineering: Physiology, Current Strategies, Major Hurdles and Future Challenges*, *Macromol. Biosci.* 2010, 10, 12–27
102. J. Street, M. Bao, L. deGuzman, S. Bunting, F. V. Peale, Jr., N. Ferrara, H. Steinmetz, J. Hoeffel, J. L. Cleland, A. Daugherty, N. van Bruggen, H. P. Redmond, R. A. Carano, E. H. Filvaroff, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 2002, 99, 9656.
103. J. Dai, A. B. M. Rabie, *J. Dent. Res.* 2007, 86, 937.
104. Loughman MS, Chatzistefanou K, Gonzalez EM, *et al.* Experimental corneal neovascularisation using sucralfate and basic fibroblast growth factor. *Aust N Z J Ophthalmol* 1996; 24(3): 289- 95.
105. Nguyen M, Shing Y, Folkman J. Quantitation of angiogenesis and antiangiogenesis in the chick embryo chorioallantoic membrane. *Microvasc Res* 1994; 47(1): 31-40.
106. Shing Y, Folkman J, Haudenschild C, Lund D, Crum R, Klagsbrun M. Angiogenesis is stimulated by a tumor-derived endothelial cell growth factor. *J Cell Biochem* 1985; 29(4): 275-87.
107. Sato Y, Rifkin DB. Autocrine activities of basic fibroblast growth factor: regulation of endothelial cell movement, plasminogen activator synthesis, and DNA synthesis. *J Cell Biol* 1988; 107(3): 1199-205.
108. Perets A, Baruch Y, Weisbuch F, Shoshany G, Neufeld G, Cohen S. Enhancing the vascularization of three-dimensional porous alginate scaffolds by incorporating controlled release basic fibroblast growth factor microspheres. *J Biomed Mater Res Part A* 2003; 65A(4): 489-97.
109. Leach JK, Kaigler D, Wang Z, Krebsbach PH, Mooney DJ. Coating of VEGF-releasing scaffolds with bioactive glass for angiogenesis and bone regeneration. *Biomaterials* 2006; 27(17): 3249-55.
110. Richardson TP, Peters MC, Ennett AB, Mooney DJ. Polymeric system for dual growth factor delivery. *Nat Biotechnol* 2001; 19(11): 1029-34.
111. Borenstein JT, Terai H, King KR, Weinberg EJ, Kaazempur-Mofrad MR, Vacanti JP. Microfabrication technology for vascularised tissue engineering. *Biomed Microdevice* 2002; 4(3): 167-75.

112. Du YA, Ghodousi M, Qi H, Haas N, Xiao WQ, Khademhosseini A. Sequential Assembly of Cell-Laden Hydrogel Constructs to Engineer Vascular-Like Microchannels. *Biotech Bioeng* 2011; 108(7): 1693-703.
113. Tan W, Desai TA. Layer-by-layer microfluidics for biomimetic three-dimensional structures. *Biomater Engl* 2004; 25(7-8): 1356-64.
114. Raghavan S, Nelson CM, Baranski JD, Lim E, Chen CS. Geometrically controlled endothelial tubulogenesis in micropatterned gels. *Tissue Eng Part A* 2010; 16(7): 2255-63.
115. Mironov V, Markwald R, Forgacs G. Organ printing: selfassembling cell aggregates as "Bioink". *Sci Med* 2003; 9: 69-71.

# **MODUL PENGAJARAN**

**BIOMATERIAL: MATERIAL UNTUK APLIKASI BIOMEDIK**

**NAMA MATA KULIAH: BIOMATERIAL**

**KODE MATA KULIAH: FTM814228**

**IRZA SUKMANA, S.T., M.T., PH.D.**

**NIP/NIDN: 197008122001121001 / 0012087006**



**JURUSAN TEKNIK MESIN - FAKULTAS TEKNIK  
UNIVERSITAS LAMPUNG**

**2016**

**LEMBAR PENGESAHAN**  
**MODUL PENGAJARAN**  
**BIOMATERIAL: MATERIAL UNTUK APLIKASI BIOMEDIK**

1. Nama Mata Kuliah : Biomaterial
2. Kode Mata Kuliah : FTM814228
3. SKS : 3 (3-0)
4. Semester : III (Tiga)
5. Fakultas/Jurusan : Teknik/ Program Studi Magister Teknik Mesin
6. Strata : 2 (Dua)
7. Penulis : Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D.

Bandar Lampung, 20 Juni 2016

Penulis

Irza Sukmana, S.T., M.T., Ph.D.

NIP 197008122001121001

Mengetahui:

a.n. Dekan Fakultas Teknik

Wakil Dekan I

Ketua Program Studi

Magister Teknik Mesin, FT Unila

Dr. Eng Helmy Fitriawan, S.T., M.T.

NIP 131 886 760

Dr. Amrizal, S.T., M.T.

NIP 132 212 409

## KATA PENGANTAR

Pertama-tama penulis mengucapkan *Alhamdulillah*, segala puji dan syukur penulis panjatkan kehadirat Allah SWT, atas segala kemudahan dan hidayah ilmu-Nya yang Maha Luas. Penulis menyadari bahwa Diktat Pengajaran Biomaterial ini hanyalah sebagian kecil saja dari Ilmu-Nya.

Modul Pengajaran Biomaterial: Material untuk Aplikasi Biomedik merupakan bagian dari bahan pengajaran untuk mata kuliah Biomaterial di Program Studi Magister (S2) Teknik Mesin (FTM 814228) dan Program Studi Sarjana (S1) Teknik Mesin yang keduanya merupakan mata kuliah pilihan. Diktat ini diharapkan dapat membantu mahasiswa dan juga dosen di dalam proses perkuliahan di kelas.

Penulis mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu penulis dalam merealisasikan modul ini. Kritik dan saran untuk perbaikan modul ini dapat dialamatkan melalui Jurusan Teknik Mesin UNILA, Jl. Soemantri Brojonegoro No. 1 Bandar Lampung 35143 atau melalui e-mail penulis: [irza.sukmana@gmail.com](mailto:irza.sukmana@gmail.com).

Bandar Lampung, Juni 2016

Penulis

ISBN: xxxxxx-xxxxxx

# ILMU DAN TEKNOLOGI BIOMATERIAL

Penulis  
Irza Sukmana, Ph.D.



Lembaga Penelitian dan Pengabdian Masyarakat (LPPM)  
Universitas Lampung, 2017

## KATA PENGANTAR

Pertama-tama penulis mengucapkan *Alhamdulillah Robbil ‘alamin*, segala puji dan syukur dipanjatkan kehadirat Allah SWT, atas segala kemudahan dan hidayah ilmu-Nya yang Maha Luas. Penulis menyadari bahwa Buku Ajar Ilmu dan Teknologi Biomaterial ini hanyalah sebagian kecil saja dari luasnya lautan Ilmu-Nya.

Buku Ajar Ilmu dan Teknologi Biomaterial merupakan salah satu bahan ajar utama dalam proses belajar-mengajar untuk Mata Kuliah Biomaterial di Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung. Biomaterial diajarkan baik pada Program Sarjana Strata Satu (S1), dengan Kode Mata Kuliah 612428; maupun pada Program Studi Magister (S2) Teknik Mesin, Kode Mata Kuliah FTM 814228. Kedua mata kuliah Biomaterial tersebut merupakan mata kuliah pilihan yang ditawarkan kepada mahasiswa aktif.

Secara umum, buku ajar ini berisi beberapa materi ini, yaitu: dasar-dasar material teknik, pengertian dan teknologi biomaterial, serta kode etik dan teknik aplikasi material untuk bidan kedokteran dan Biomedik. Buku Ajar ini diharapkan dapat membantu mahasiswa dan juga dosen di dalam proses perkuliahan, agar dapat dicapai hasil belajar yang optimum sesuai standar kompetensi yang ditargetkan.

Penulis mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu penulis dalam merealisasikan buku ajar ini. Kritik dan saran untuk perbaikannya dapat dialamatkan melalui Jurusan Teknik Mesin UNILA, Jl. Soemantri Brojonegoro No. 1 Bandar Lampung 35145, atau melalui akun e-mail penulis: [irza.sukmana@gmail.com](mailto:irza.sukmana@gmail.com).

Bandar Lampung, 7 Juli 2017

Penulis

## DAFTAR ISI

|                                                 |    |
|-------------------------------------------------|----|
| BAB 1 PENDAHULUAN                               | 1  |
| BAB 2 ILMU BAHAN DAN BIOMATERIAL                | 2  |
| BAB 3 SIFAT TEKNIK BIOMATERIAL                  | 6  |
| BAB 4 SEL MAMALIA DAN BIOMATERIAL               | 10 |
| BAB 5 TEKNIK TISU ( TISSUE ENGINEERING )        | 13 |
| BAB 6 BIOMATERIAL BERBAHAN ALAM DAN<br>SINTETIK | 19 |
| BAB 7 BIOMATERIAL BERBASIS LOGAM                | 21 |
| BAB 8 BIOMATERIAL BERBASIS POLIMER              | 28 |
| BAB 9 BIOMATERIAL KERAMIK DAN<br>KOMPOSIT       | 35 |
| BAB 10 APLIKASI BIOMATERIAL                     | 36 |
| BAB 11 KODE ETIK MATERIAL BIOMEDIK              | 42 |

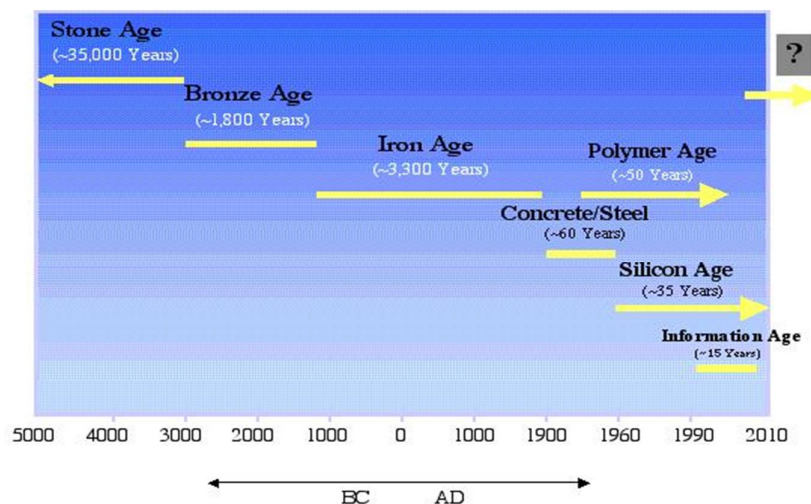
# BAB I

## MATERIAL TEKNIK DAN BIOMATERIAL

### 2.1 Material dan Peradaban Manusia

Material atau bahan mungkin telah lebih menyatu dalam budaya dan peradaban manusia bila dibandingkan dari apa yang manusia sadari, sekalipun. Sebagai contoh, bahan telah banyak digunakan dalam berbagai sector kehidupan manusia, termasuk: transportasi, perumahan, pakaian, komunikasi, sarana rekreasi, dan bahkan berbagai produk-produk pengolah dan penyajian makanan. Bahan telah ada dan hadir dalam hampir setiap segmen kehidupan sehari-hari manusia.

Historis, ilmu dan produk material/bahan teknik juga berperan dan bahkan mempengaruhi banyak sektor kehidupan, perkembangan dan kemajuan peradaban masyarakat. Hal ini dapat dilihat dari bagaimana para pakar ilmiah telah memberi nama perkembangan zaman dan fase budaya manusia berdasarkan kemampuan masyarakatnya untuk menghasilkan dan memanipulasi bahan untuk kebutuhan mereka. Sebagai contoh, kita mengenal beberapa nama zaman peradaban sebagai berikut: Zaman Batu (Stone Age), Zaman Perunggu (Bronze Age), Zaman Besi (Ferrous Age), dan sebagainya. Fase peradaban manusia tersebut adalah sebagaimana ilustrasi pada Gambar 1.1.



**Gambar 2.1** Perkembangan Peradaban Manusia Berdasarkan Inovasi Bahan

Pada awal peradabannya, manusia hanya memiliki akses ke sejumlah kecil dan terbatas bahan, terutama bahan alam yang dapat ditemukan secara alami, seperti: batu, kayu, tanah liat, kulit dan tulang hewan, dan sebagainya. Oleh karenanya, pada saat mereka menemukan berbagai teknik produksi sederhana untuk menghasilkan bahan, umumnya adalah bahan-bahan alami tersebut, seperti: gerabah atau tembikar, batu api, pemukul dari tulang hewan, dan sebagainya.

Pada fase peradaban selanjutnya, manusia mulai mampu menemukan bahwa material teknik dapat berasal dari bahan dasar (raw material), dimana sifat-sifatnya dapat diubah oleh panas dan perlakuan kimiawi tertentu. Pada fase ini, pemanfaatan bahan tambang maupun paduannya dengan unsur kimia lain mulai dapat diaplikasikan. Para ilmuwan pada masa tersebut mulai memahami hubungan antara unsur dan struktur bahan yang dapat mempengaruhi sifat fisik dan mekanik bahan. Hal tersebut, mendorong berbagai inovasi bahan teknik untuk dapat digunakan pada berbagai aplikasi yang lebih luas.

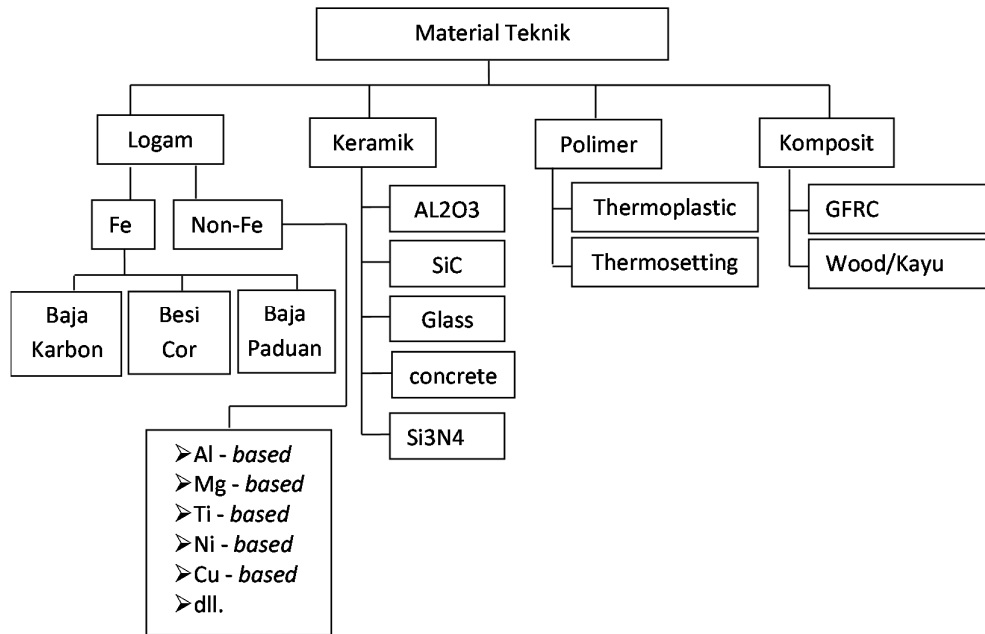
Pengetahuan mengenai bahan teknik tersebut, telah memotivasi berbagai lompatan inovasi pada sekitar 100 tahun terakhir ini, sehingga bahan-bahan teknik telah diaplikasikan bukan hanya untuk bidang keteknikan, namun bahkan untuk kesehatan dan kecantikan (health, fashion and beauty). Hingga kini, puluhan ribu bahkan jutaan jenis bahan yang berbeda-beda dan unik sifatnya telah berkembang luas di masyarakat untuk memenuhi kebutuhan masyarakat modern yang semakin kompleks.

## **2.2 Definisi dan Klasifikasi Bahan Teknik**

Material secara definisi umum adalah suatu zat atau bahan yang dapat dipergunakan untuk membuat suatu barang atau produk-produk teknik yang memiliki fungsi dan aplikasi penggunaan tertentu. Dalam Bahasa Indonesia, kata “material” dikenal sebagai “bahan”, sehingga kata “Engineering Material” dalam Bahasa Indonesia merupakan bahan teknik.

Material umum berasal dari bahan dasar atau bahan mentah, dan dibangun oleh atom dan unsur penyusunnya yang mengikuti kaidah-kaidah hukum dan ikatan kimia. Secara bentuk fisiknya, material dapat dibagi menjadi: material cair, padat, uap, dan gas. Material padat (solid materials) dapat dikelompokkan

menjadi empat bagian, yaitu: logam, keramik, polimer, dan komposit, sebagaimana Gambar 1.2.



**Gambar 2.2** Klasifikasi Umum Bahan Teknik

## 2.3 Biomaterial

Biomaterial merupakan suatu bahan atau paduan bahan yang berasal dari alam atau sintesis yang digunakan untuk kontak dengan tubuh manusia yang berfungsi untuk memperbaiki tubuh manusia. Biomaterial merupakan cabang ilmu yang luas cakupannya dan menarik dalam beberapa tahun terakhir, meliputi aspek kedokteran, biologi, kimia dan ilmu material. Dalam aplikasi medis biomaterial diintegrasikan dalam perangkat atau implant sehingga secara biologis tubuh akan lebih cepat memberikan respon terhadap implant tersebut berupa penolakan atau penerimaan terhadap implant yang di pasang.

Biomaterial adalah ilmu fisik dan biologi dan interaksi mereka dengan lingkungan biologis. Perkembangan yang paling intens adalah penelitian pada biomaterial sintesis, optimasi, karakterisasi, pengujian dan interaksi biologi. Biokompatibilitas adalah kemampuan suatu bahan untuk melakukan dengan respon host yang sesuai dalam aplikasi tertentu/spesifik (Williams, 1987).

Konsep biocompatibility telah diperpanjang baru-baru ini dalam pendekatan luas yang disebut "rekayasa jaringan" di mana in-vitro dan in- vivo proses patofisiologis yang dimanfaatkan dengan hati-hati dalam memilih sel, bahan, dan metabolisme dan kondisi biomekanik untuk menumbuhkan jaringan fungsional. Contoh aplikasi biomaterial sebagai implant pada tubuh manusia pada Tabel 1.1.

**Tabel 2.1** Beberapa contoh aplikasi biomaterial

| Application                       | Types of materials                                                                             |
|-----------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Skeletal system</b>            |                                                                                                |
| Joint replacements (hip, knee)    | Titanium, Ti-Al-V alloy, stainless steel, polyethylene                                         |
| Bone plate for fracture fixation  | Stainless steel, cobalt-chromium alloy                                                         |
| Bone cement                       | Poly(methyl methacrylate)                                                                      |
| Bony defect repair                | Hydroxylapatite                                                                                |
| Artificial tendon and ligament    | Teflon, Dacron                                                                                 |
| Dental implant for tooth fixation | Titanium, Ti-Al-V alloy, stainless steel, polyethylene<br>Titanium, alumina, calcium phosphate |
| <b>Cardiovascular system</b>      |                                                                                                |
| Blood vessel prosthesis           | Dacron, Teflon, polyurethane                                                                   |
| Heart valve                       | Reprocessed tissue, stainless steel, carbon                                                    |
| Catheter                          | Silicone rubber, Teflon, polyurethane                                                          |
| <b>Organs</b>                     |                                                                                                |
| Artificial heart                  | Polyurethane                                                                                   |
| Skin repair template              | Silicone-collagen composite                                                                    |
| Artificial kidney (hemodialyzer)  | Cellulose, polyacrylonitrile                                                                   |
| Heart-lung machine                | Silicone rubber                                                                                |
| <b>Senses</b>                     |                                                                                                |
| Cochlear replacement              | Platinum electrodes                                                                            |
| Intraocular lens                  | Poly(methyl methacrylate), silicone rubber, hydrogel                                           |
| Contact lens                      | Silicone-acrylate, hydrogel                                                                    |
| Corneal bandage                   | Collagen, hydrogel                                                                             |

# BAB III

## SIFAT TEKNIK BIOMATERIAL

---

### 3.1 Pendahuluan

Sifat-sifat biomaterial padat (bulk properties of biomaterials) yang digunakan untuk implant medis telah terbukti secara langsung memengaruhi dan dalam beberapa kasus, mengontrol interaksi secara dinamis pada antarmuka jaringan dengan implant. Interaksi ini termasuk dalam konsep kompatibilitas, yang harus dipandang sebagai satu proses antara bahan yang ditanamkan dan lingkungan sekitarnya yang sedang berlangsung sepanjang masa *in-vivo* dari perangkat tersebut.

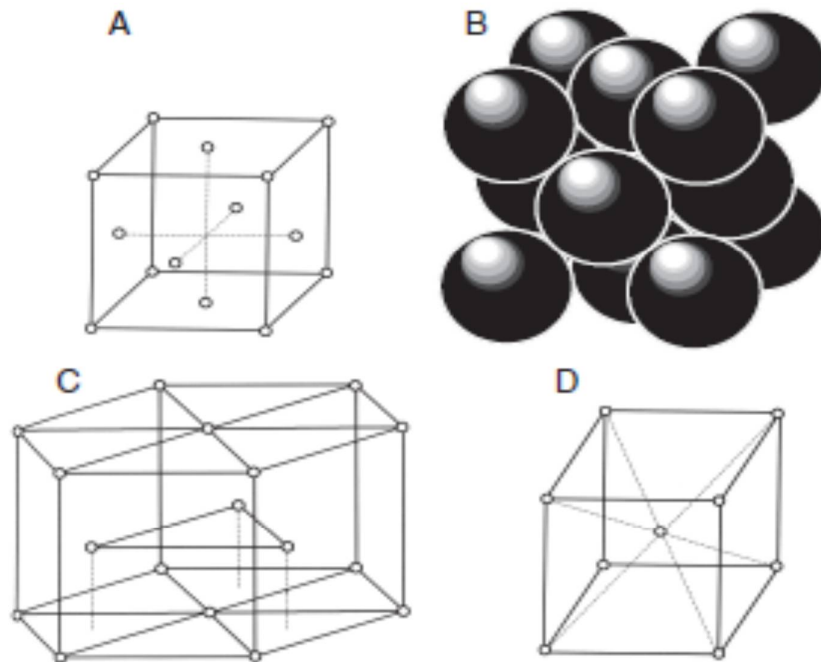
Karakteristik ini harus diketahui sebelum aplikasi medis, tetapi juga harus diketahui perubahan yang mungkin terjadi dari waktu ke waktu dari *in-vivo*. Yaitu perubahan dengan harus diantisipasi sejak awal dalam melakukan seleksi biomaterial dan atau desain perangkatnya.

### 3.2 Sifat Material Solid/Padat

Pada benda dalam kondisi solid tergantung pada sifat dan kekuatan ikatan interatomik. Menurut teori klasik ada tiga jenis kuat atau primer obligasi interatomik: ionik, kovalen, dan logam.

#### A. Ikatan Ion

Dalam ikatan ion, elektron donor (logam) atom mentransfer satu atau lebih elektron penerima elektron (non logam) atom. Dua atom kemudian menjadi kation (misalnya, logam) dan anion (misalnya, bukan logam), yang sangat tertarik dengan efek elektrostatik atau Coulomb. Atraksi ini kation dan anion merupakan ikatan ion (Hummel, 1997). Dalam padatan ionik terdiri dari banyak ion, ion diatur sehingga setiap kation dikelilingi oleh banyak anion mungkin untuk mengurangi tolakan bersama yang kuat kation. packing ini semakin mengurangi energi secara keseluruhan dari perakitan dan mengarah ke pengaturan yang sangat memerintahkan disebut struktur kristal (Gambar. 1).



**FIG. 1.** Typical metal crystal structures (unit cells). (A) Face-centered cubic (FCC). (B) Full size atoms in FCC. (C) Hexagonal close-packed (HCP). (D) Body-centered cubic (BCC).

**Gambar 3.1** Typical Metal Crystal Structure (Unit Cells)

#### B. Ikatan Kovalen

Unsur yang berada pada diantara logam dan non logam seperti silicon, mempunyai atom dengan empat electron valensi sehingga mempunyai kecenderungan yang sama untuk menyumbang ataupun menerima electron sehingga memiliki kecenderungan mempunyai ikatan ion yang tidak stabil atau kuat. Sebaliknya electron yang membentuk ikatan yang stabil harus membagi rata electron valensi nya. Contohnya karbon.

#### C. Ikatan Logam

Ikatan logam merupakan ikatan antar atom yang paling kuat, dimana atom logam mempunyai donor electron yang kuat bila dibandingkan dengan ikatan ionic maupun ikatan kovalen.

## D. Material

### 1. Logam

*Metallic based* material memiliki ikatan atom berupa ikatan logam. Hampir 85% terdiri dari logam yang memiliki struktur Kristal *HCP* (*Hexagonal closed packed*) sehingga memiliki densitas atom yang kuat.

### 2. Keramik

Biomaterial keramik umumnya mempunyai ikatan ion atom kovalen, contohnya  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (*Aluminium Oxide*) merupakan jenis keramik yang digunakan untuk aplikasi orthopedic\_implant. Sebagian material keramik dapat dicairkan dan selama proses pendinginan tidak membentuk stuktur Kristal (Non Kristal keramik) seperti pada *Glass-Ceramic*.

### 3. Polymer

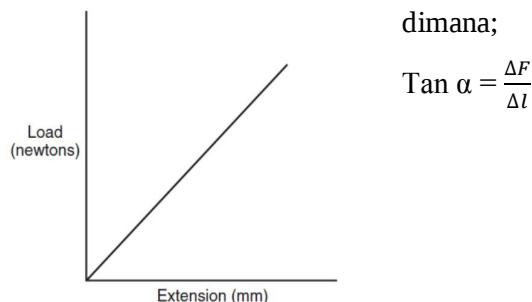
Polimer umumnya merupakan ikatan – ikatan atom-atom karbon (C) yang membentuk ikatan rantai lurus. Berdasarkan bentuk/organisasi rantai karbon tersebut dapat dibagi 2 (dua) ;

- Rantai dasar yang sedikit cabangnya atau tanpa cabang contohnya *thermoplastic*
- Polimer dengan rantai sisi yang banyak contohnya *thermoset*.  
*Thermoplastic* polimer secara umum memiliki kekuatan tarik dan temperatur yang lebih rendah disbanding *thermoset* polimer.

### 4. Sifat-sifat Mekanik Biomaterial

#### a. Sifat elastic bahan

Merupakan daerah uji tarik yang memiliki proporsional pertambahan panjang terhadap beban yang diberikan.



#### b. Tegangan dan regangan

Pertambahan panjang yang bersifat non-elastis (tetap) pada bahan bervariasi tergantung dimensi bahan.