

SKRIPSI

**SIMULASI PREDIKSI PENGARUH DEGRADASI
IMPLAN PERANCAH TULANG BERPORI
TERHADAP SIFAT MEKANIS BESI MURNI PADA
TULANG TRABEKULAR**



**A.RENDIKO ICHSAN
03051181419013**

**JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
2018**

SKRIPSI

**SIMULASI PREDIKSI PENGARUH DEGRADASI
IMPLAN PERANCAH TULANG BERPORI
TERHADAP SIFAT MEKANIS BESI MURNI PADA
TULANG TRABEKULAR**

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Mendapatkan Gelar Sarjana
Teknik Mesin Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya**



**OLEH :
A.RENDIKO ICHSAN
03051181419013**

**JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
2018**

HALAMAN PENGESAHAN

**SIMULASI PREDIKSI PENGARUH DEGRADASI
IMPLAN PERANCAH TULANG BERPORI
TERHADAP SIFAT MEKANIS BESI MURNI PADA
TULANG TRABEKULAR**

SKRIPSI

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Mendapatkan Gelar Sarjana
Teknik Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya**

**OLEH:
A.RENDIKO ICHSAN
03051181419013**



Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin

**Endang Yuni, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 19711225 199702 1 001**

Indralaya, Juli 2018
Diperiksa dan disetujui oleh,
Pembimbing Skripsi

**Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 19580201 198403 1 002**

JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA

Agenda No. :
Diterima Tanggal :
Paraf :

SKRIPSI

NAMA : A.Rendiko Ichsan
NIM : 03051181419013
JURUSAN : Teknik Mesin
BIDANG STUDI : Konstruksi
JUDUL SKRIPSI : Simulasi Prediksi Pengaruh Degradasi Implan
Perancah Tulang Berpori Terhadap Sifat
Mekanis Besi Murni Pada Tulang Trabekular
DIBUAT TANGGAL : 1 Januari 2018
SELESAI TANGGAL : 25 Juli 2018

Palembang, Juli 2018
Diperiksa dan disetujui oleh

Dosen Pembimbing,



Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin,

Yani, ST, M.Eng, Ph.D
NIP. 12251997021001

Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 19580201 198403 1 002

HALAMAN PERSETUJUAN

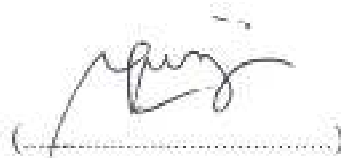
Karya tulis ilmiah berupa Skripsi ini dengan judul "Simulasi Prediksi Pengaruh Degradasi Implan Perancah Tulang Berpori terhadap Sifat Mekanis Besi Murni pada Tulang Trabekular" telah dipertahankan di hadapan Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya pada tanggal 25 Juli 2018.

Indralaya, 25 Juli 2018

Tim penguji karya tulis ilmiah berupa Skripsi

Ketua :

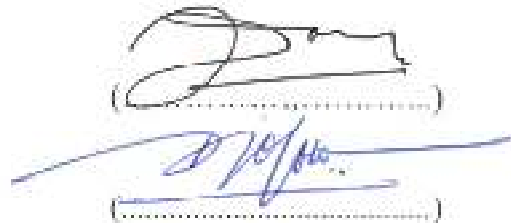
1. Ir. Hj. Marwani, M.T
NIP. 19650322 199102 2 001



(.....)

Anggota :

2. Ir. H. M. Zahri Kadir, M.T
NIP. 19590823 198903 1 001
3. Ir. Dyos Santoso, M.T
NIP. 19601223 199102 1 001



(.....)

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin

Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 19580201 198403 1 002

Pembimbing Skripsi,



Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 19580201 198403 1 002

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : A.Rendiko Ichsan

NIM : 03051181419013

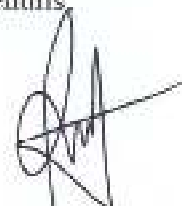
Judul : Simulasi Prediksi Pengaruh Degradasi Implan Perancah Tulang Berpori Terhadap Sifat Mekanis Besi Murni Pada Tulang Trabekular

Memberikan izin kepada Pembimbing dan Universitas Sriwijaya untuk mempublikasikan hasil penelitian saya untuk kepentingan akademik apabila dalam waktu 1 (satu) tahun tidak mempublikasikan karya penelitian saya. Dalam kasus ini saya setuju untuk menempatkan Pembimbing sebagai penulis korespondensi (*Corresponding author*).

Demikian, pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.

Palembang, Juli 2018

Penulis



A. Rendiko Ichsan

NIM.03051181419013

HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : A. Rendiko Ichsan

NIM : 03051181419013

Judul : Simulasi Prediksi Pengaruh Degradasi Implan Perancah Tulang Berpori Terhadap Sifat Mekanis Besi Murni Pada Tulang Trabekular

Menyatakan bahwa Skripsi saya merupakan hasil karya sendiri didampingi tim pembimbing dan bukan hasil penjiplakan/*plagiat*. Apabila ditemukan unsur penjiplakan/*plagiat* dalam Skripsi ini, maka saya bersedia menerima sanksi akademik dari Universitas Sriwijaya sesuai aturan yang berlaku.

Demikian, pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.



Palembang, Juli 2018
Materai Rp.6000



A. Rendiko Ichsan
NIM. 03051181419013

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Allah SWT atas rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan penelitian dalam rangka Tugas Akhir (Skripsi) yang dibuat untuk memenuhi syarat Seminar dan Sidang Sarjana pada Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya dengan judul “Simulasi Prediksi Pengaruh Degradasi Implan Perancah Tulang Berpori Terhadap Sifat Mekanis Besi Murni Pada Tulang Trabekular”.

Dalam kesempatan ini penulis menyampaikan rasa hormat dan terima kasih yang sebesar-besarnya atas segala bimbingan dan bantuan yang telah diberikan dalaman penyusunan skripsi ini kepada:

1. Allah SWT atas segala rahmat dan kasih sayang-nya;
2. Bapak Irsyadi Yani, S.T., M.Eng. Ph.D selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya
3. Bapak Amir Arifin, S.T., M.Eng. selaku Sekretaris Jurusan di Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya.
4. Bapak Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri selaku Dosen Pembimbing yang telah membimbing, mendidik, memotivasi dan banyak memberikan sarana kepada penulis dari awal hingga selesainya skripsi ini.
5. Bapak Dr. Ardiansyah Syahrom selaku dosen pembimbing kedua di SITC Universiti Teknologi Malaysia dan teman-teman di SITC serta *MediTeg Post Graduated Faculty of Bioscience and Medical Engineering* Universiti Teknologi Malaysia yang telah megizinkan meneliti dan banyak memberikan motivasi, wawasan, dan ilmunya.
6. Ibu Dewi Puspita Sari S.T., M.T selaku Dosen Pembimbing Akademik yang telah memberikan arahan kegiatan perkuliahan.
7. Bapak Dr. Ir. Hendri Chandra, M.T. selaku Ketua KBK Bidang Konstruksi di Jurusan Teknik Mesin.
8. Kedua Orangtua Penulis M.Insan Budiman S.P dan Rahma Juwita M.Si, yang selalu memberikan dukungan moral dan materi serta doanya yang tulus membimbing, mengarahkan , mendidik, dan

memotivasi penulis dari awal hingga selesainya skripsi ini, serta adik penulis Diora Islamay Tasya yang selalu memberikan tawa, dan dukungan di setiap lelah dan keputusasaan penulis sehingga dapat kembali bersemangat dalam menulis skripsi. .

9. Seluruh Dosen Pengajar di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya yang telah membagikan ilmu Teknik Mesin.
10. Staf Administrasi Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya yang telah banyak membantu dalam proses administrasi.
11. Teman satu tim dalam penelitian , yaitu Kak Akbar Teguh Prakoso, Dhika Wicaksono, Risky Utama Putra dan Apreka Diansyah.
12. Komponen Kelas A Teknik Mesin 2014, dan Teman-teman seperjuangan angkatan 2014.
13. Teman-teman BGP 2016 kak kika dll, teman-teman Grup AAK GANTENG, teman yang katanya baik putri mtr, dan ibu calon dokter triantami yang selalu mengigatkanku dalam menulis skripsi.
14. Teman-Teman Grup GO-Ren Berry, Zimi, Ardan, Ardi, Hanipa ,Sidik, Samba, Mika, Satria dll yang tidak bisa disebutkan satu per satu.
15. Dan yang paling terbaik sahabat seperjuanganku dan sahabat yang paling bisa diandalkan Ahmadil Novritama, dan Adithya Bhaskara Kurniawan AKA abang meong x musang lovers.
16. Teman, Keluarga yang tidak bisa disebutkan namanya satu persatu karena kata pengantar ini sudah terlalu banyak dan full.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari sempurna. Oleh karena itu penulis sangat mengharapkan kritik dan saran yang membangun agar penelitian ini menjadi lebih baik. Semoga penulisan skripsi ini dapat bermanfaat bagi pembaca dan semua pihak yang berkepentingan.

Palembang, Juli 2018

Penulis

RINGKASAN

SIMULASI PREDIKSI PENGARUH DEGRADASI IMPLAN PERANCAH TULANG BERPORI TERHADAP SIFAT MEKANIS BESI MURNI PADA TULANG TRABEKULAR

Karya Tulis Ilmiah berupa Skripsi, 25 Juli 2018

A.Rendiko Ichsan; dibimbing oleh Prof. Dr. Ir. Hasan Basri

Influence Degradation Effect on Porous Bone Scaffold Implant to Mechanical Properties of Pure Iron in Trabecular Bone: Simulation Prediction

XCIV + 94 halaman, 17 tabel, 32 gambar, 3 lampiran

RINGKASAN

Dengan gaya hidup yang semakin aktif, permintaan pengobatan tulang dengan ortopedi semakin meningkat, salah satunya dengan metode pengobatan rekayasa jaringan dimana menggunakan implan perancah tulang terdegradasi yang berfungsi sebagai bantalan beban, dan wadah sementara berkembangannya jaringan baru sampai proses penyembuhan pada tulang selesai. Didalam perancangannya, material perancah harus memiliki sifat mekanis yang baik sehingga dapat menahan beban fisiologis serta dapat terdegradasi disaat kontak dengan sum-sum tulang. Pada penelitian ini besi murni (98% Fe) difabrikasi menjadi kubik solid lalu dilakukan pengujian eksperimen dibawah beban kompresi dan diambil sifat mekanisnya sebagai parameter dalam simulasi tekan untuk mendapatkan nilai sifat mekanis untuk 3 variasi model implan perancah tulang besi murni berpori dengan porositas berbeda dengan menggunakan perangkat lunak berbasis metode elemen hingga sebelum dan setelah terdegradasi. Model sebelum degradasi dirancang dengan perangkat lunak *SolidWork* serta di potong lapis per lapis semua model nya mengasumsikan hasil citra gambar μ CT Scan, dan di import ke perangkat lunak *Mimics* lalu dilakukan pendekatan degradasi dengan metode *erosion image processing* untuk mendapatkan model setelah degradasi. Hasil simulasi pengujian tekan dengan metode elemen hingga menghasilkan nilai tegangan regangan yang dapat olah untuk mendapatkan nilai sifat mekanis seperti modulus elastisitas dan 0.2% offset kekuatan luluh untuk model sebelum dan setelah degradasi berdasarkan periode waktu 0, 28, 56, 120, 167, dan 207 Hari degradasi. Setelah dilakukan analisa mengenai pengaruh degradasi terhadap sifat mekanisnya, analisa menunjukan kenaikan waktu degradasi (0-207 Hari) mempengaruhi penurunan nilai sifat mekanis (modulus elastisitas dan kekuatan luluh) untuk semua model (A, B, dan C) perancah tulang besi murni berpori, dimana pada model A disaat model sebelum degradasi (0 Hari) nilai modulus elastisitas berada pada 7730,633 MPa dan nilai kekuatan luluhnya 140,82 MPa setelah model terdegradasi (207 Hari) sifat mekanis mengalami penurunan nilai dimana modulus elastisitas 6089,710 MPa dan kekuatan luluh 97,75 MPa sehingga telah terjadi penurunan sebesar 21% untuk modulus elastisitas dan

31% untuk kekuatan luluh pada model A. Pada model B disaat model sebelum degradasi nilai modulus elastisitas berada pada 5462.460 MPa dan nilai kekuatan luluhnya 103.21 MPa setelah model terdegradasi (207 Hari) sifat mekanis mengalami penurunan nilai dimana modulus elastisitas 4017.05 MPa dan kekuatan luluh 65.21MPa sehingga telah terjadi penurunan sebesar 26% untuk modulus elastisitas dan 37% untuk kekuatan luluh pada model B. Pada model C disaat model sebelum degradasi nilai modulus elastisitas berada pada 3648.339 MPa dan nilai kekuatan luluhnya 54.33 MPa setelah model terdegradasi (207 Hari) sifat mekanis mengalami penurunan nilai dimana modulus elastisitas 751.958 MPa dan kekuatan luluh 7.11 MPa sehingga telah terjadi penurunan sebesar 79% untuk modulus elastisitas dan 87% untuk kekuatan luluh pada model B. Pada studi Morphologinya analisa menunjukkan kenaikan porositas dan penurunan volume fraksi BV/TV akan berpengaruh terhadap turunnya nilai sifat mekanis perancah tulang besi murni berpori dimana hubungan morfologi terhadap sifat mekanis sangat kuat yang ditunjukkan dari analisa regresi linier (R^2) untuk seluruh model diatas 90%.

Kata Kunci: Perancah Tulang, sifat mekanis, Besi murni, Metode Elemen Hingga, Morfologi, Pengujian Tekan, Image Processing

SUMMARY

THE INFLUENCE DEGRADATION POROUS BONE SCAFFOLD IMPLANT TO MECHANICAL PROPERTIES OF PURE IRON IN TRABECULAR BONE: SIMULATION PREDICTION
Scientific Paper in the form of Skripsi, March 15th, 2018

A.Rendiko Ichsan; supervised by Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri

Simulasi Prediksi Pengaruh Degradasi Implan Perancah Tulang Berpori Terhadap Sifat Mekanis Besi Murni Pada Tulang Trabekular

XCIV + 94 Pages, 17 tables, 32 Figures, 3 attachments

With an increasingly active lifestyle, demand for bone treatment with orthopedics is rise, especially for tissue engineering method where using a degrade bone scaffold implant for load bearing fuction, and temporary container of tissue regeneration until bone healing process is completed. In the design, the scaffold material must have good mechanical properties so that it can withstand physiological load and can be degraded when in contact with bone marrow. In this study, pure iron (98% fe) was fabricated into solid cubic then experimental test under compression load, and taken its mechanical properties as parameters in a compressive simulation to obtain the value of mechanical properties for 3 variations of implant model pure iron porous bone scaffold with different porosity using finite element method based on finite element method software before and after degradation. The CAD model pre-degradation was designed with SolidWork software and slice layer by layers all of its models assumed the result of μ CT Scan image. The raw image imported into Mimics software then degrade approach with erotion image processing method to get the model after degradation. The simulation results of compressive testing with finite element method was given a stress-strain value which can be calculated to obtain the value of mechanical properties such as elastic modulus and 0.2% offset yield strength for the model before and after degradation based on the period of 0, 28, 56, 120, 167, dan 207 days degradation time. After analyzing the effects of degradation on its mechanical properties, the analysis showed an increase in degradation time (0-207 days) affecting the decrease of mechanical properties (modulus of elasticity and yield strength) for all models (A, B, and C) porous pure iron scaffolds, where as in model A while the model before degradation (0 days) the value of modulus of elasticity is at 7730.633 MPa and the yield strength value 140.82 MPa after the degraded model (207 days) of mechanical properties decreased, where the modulus of elasticity is 6089,710 MPa and yields trength 97,75 MPa so that there has been a decrease of 21% for elastic modulus and 31% for yield strength in model A. In model B when the model before degradation the value of modulus of elasticity is at 5462.460 MPa and the yield strength value of 103.21 MPa after the degraded model (207 Day) the mechanical properties decrease, where the modulus of elasticity is 4017.05 MPa and the yield

strength of 65.21MPa so the percentage of decrease is 26% for elastic modulus and 37% for yield strength in model B. In model C when model before degradation the value of modulus of elasticity is at 3648.339 MPa and the yield strength value of 54.33 MPa after the degraded model (207 days) the modulus of elasticity is decrease to 751,958 MPa and yield strength 7.11 MPa so that there has been 79% decrease for elastic modulus and 87% for yield strength in model B. In the Morphology study, the analysis shows the increase of porosity and the decrease of BV / TV fraction volume will influence the decrease of mechanical properties of pure iron porous bone scaffold, The morphological relationship to the mechanical properties is very strong which is shown from the linear regression analysis (R²) for all models above 90%.

Keywords:Bone Scaffold, Mechanical Properties, Pure Iron, Finite Element Method, Morphology, Compressive Test, Image Processing

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGESAHAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN AGENDA	v
HALAMAN PERSETUJUAN	vii
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI	ix
HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS	xi
KATA PENGANTAR	xiii
RINGKASAN	xv
SUMMARY	xvii
DAFTAR ISI	xix
DAFTAR GAMBAR	xxiii
DAFTAR TABEL	xxv
DAFTAR LAMPIRAN	xxvii
BAB 1 PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	6
1.3 Batasan Masalah.....	7
1.4 Tujuan Penelitian	8
1.5 Manfaat Penelitian	8
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	9
2.1 Definisi dan Jenis-Jenis Tulang	9
2.1.1 Tulang Kortikal (Tulang <i>Compact</i>).....	10
2.1.2 Tulang Karselus (Tulang <i>Trabecular</i>).....	10
2.2 Sifat Mekanis pada Tulang.....	12
2.3 Logam Berpori (<i>Metal Foam</i>).....	14
2.4 Peran Logam Pada Bidang Ortopedik.....	15
2.5 Rekayasa Jaringan Tulang (<i>Bone Tissue Engineering</i>).....	16
2.6 Persyaratan Dalam Manufaktur Perancah Tulang.....	18
2.6.1 Sifat Mekanis Pada Perancah Tulang.....	19
2.6.2 Permeabilitas	20

2.6.3	Osteokonduktivitas dan Osteoinduktivitas.....	20
2.6.4	Mikroarsitektur.....	21
2.7	Sifat Mekanis Logam Perancah Tulang Berpori	21
2.8	Potensial Material Besi Murni Sebagai Bahan Implan Tulang...	23
2.9	Teori Dasar Sifat Material.....	25
2.10	Penerapan Metode Elemen Hingga pada Rekayasa Jaringan.....	27
2.11	Matriks Referensi Jurnal	30
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN		39
3.1	Pendekatan Umum	39
3.2	Diagram alir penelitian.....	40
3.3	Pengumpulan Data	41
3.3.1	Geometri dan Pemodelan Implan Perancah Tulang Besi Murni Sebelum Terdegradasi	41
3.3.2	Sifat Mekanis Besi Murni <i>Solid</i>	43
3.3.3	Data Pembebanan Simulasi Pengujian Tekan Besi Murni Berporos	45
3.4	Pemodelan Geometri Pada Implan Perancah Tulang Setelah Degradasi.....	46
3.5	Proses <i>Meshing</i>	51
3.6	Prosedur Simulasi.....	52
3.6.1	Penentuan Material.....	52
3.6.2	Penentuan Kondisi Batas.....	53
3.6.3	Running Program	54
3.6.4	Penyelesaian Model (<i>Model Solver</i>)	54
3.6.5	Studi Konvergensi	56
3.7	Studi <i>Morfologi</i> Besi Murni Berpori Pada Implan Perancah Tulang.....	57
3.8	Analisis Morfologi Terhadap Sifat Mekanis Perancah Tulang Besi Murni.....	58
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN		61
4.1	Pendahuluan	61
4.2	Hasil Kurva Tegangan-Regangan Eksperimen Besi Murni Solid	61
4.3	Pengaruh Sifat Mekanis Implan Perancah Tulang Terhadap Waktu Degradasi	65

4.3.1	Pengaruh Modulus Elastisitas Implan Perancah Tulang Terhadap Waktu Degradasi Berdasarkan Variasi Model Porositas	66
4.3.2	Pengaruh Kekuatan Luluh (σ_{ys}) Implan Perancah Tulang Terhadap Waktu Degradasi Berdasarkan Variasi Model Porositas	69
4.4	Pengaruh Waktu Degradasi Implan Perancah Tulang Besi Murni Sebelum Dan Setelah Terdegradasi Terhadap Morfologinya	73
4.4.1	Pengaruh Waktu Degradasi Terhadap Porositas Model Implan Perancah Tulang Besi Murni Sebelum Dan Setelah Degradasi ..	73
4.4.2	Pengaruh Waktu Degradasi Terhadap Volume Fraksi BV/TV Model Implan Perancah Tulang Besi Murni Sebelum Dan Setelah Degradasi.....	76
4.5	Pengaruh Sifat Mekanis Implan Perancah Tulang Besi Murni Terhadap Morfologinya	79
4.5.1	Pengaruh Modulus Elastisitas (E) Terhadap Porositas Implan Perancah Tulang Besi Murni.....	80
4.5.2	Pengaruh Kekuatan Luluh (σ_{ys}) Terhadap Porositas Implan Perancah Tulang Besi Murni.....	83
4.5.3	Pengaruh Modulus Elastisitas Terhadap Volume Fraksi BV/TV Implan Perancah Tulang Besi Murni	85
4.5.4	Pengaruh Kekuatan Luluh Terhadap Volume Fraksi BV/TV Implan Perancah Tulang Besi Murni	88
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN.....		93
5.1	Kesimpulan	93
5.2	Saran.....	94
DAFTAR RUJUKAN		i
LAMPIRAN		i

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Struktur pada tulang (Srivastav, 2011)	10
Gambar 2.2	Struktur celluler pada tulang kanselus a) sampel dari femoral head, memperlihatkan densitas yang rendah, <i>open cell</i> b) sampel femoral head, memperlihatkan densitas yang tinggi c) Sampel dari tulang pada sendi rahang, densitas yang menengah (Gibson and Ashby, 1997).....	11
Gambar 2.3	Kurva tegangan-regangan tulang dari <i>uniaxial compression test</i> (Gibson and Ashby, 1997).....	13
Gambar 2.4	Kurva tegangan-regangan tulang dari <i>uniaxial compression test</i> (Gibson and Ashby, 1997).....	14
Gambar 2.5	Jenis-jenis logam berpori : (a) <i>open-cell foam</i> (b) <i>closed-cell foam</i>	15
Gambar 2. 6	Kurva Tegangan Regangan Material <i>Cellular</i>	22
Gambar 2.7	Spesimen silinder diberi beban <i>uniaxial compression test</i>	25
Gambar 2.8	Kurva tegangan-regangan pada tulang kortikal yang memperlihatkan daerah linier, yield dan post yield serta <i>fracture</i> (Keaveny and Hayes, 1993).....	26
Gambar 2.9	Proses Diskritisasi atau pembagian obyek analisa menjadi bagian-bagian kecil (Infometrik, 2009)	27
Gambar 3.1	Diagram Alir Penelitian.....	40
Gambar 3.2	Variasi model 3D Implan Perancah Tulang Besi Murni	41
Gambar 3.3	Ilustrasi Pemodel 3D Sebelum Terdegradasi. A) model 3D dipotong lapis per lapis, B) Citra 2D mentah hasil pemotongan model 3D, C) Segmentasi pengelompokan fase citra mentah diubah menjadi Voxel hitam putih (<i>Tresholding</i>)	43
Gambar 3.4	Pengujian Tekan Besi Murni Solid untuk Mendapatkan Parameter Sifat Mekanis Besi Murni	44
Gambar 3.5	Tegangan-Regangan Eksperimen Cuboid Solid Besi Murni ...	44
Gambar 3.6	Ilustrasi <i>Image Processing Erosi</i> Seiring Dengan Pertambahan Waktu dan Pengurangan Pixel	47
Gambar 3.7	Ilustrasi Degradasi Permukaan Pada Model Perancah Tulang Besi Murni	48
Gambar 3.8	Meshing 3 Model A, B, dan C Sebelum Terdegradasi.....	52
Gambar 3.9	Input material Pada Simulasi <i>MSC Marc Mentat</i>	53
Gambar 3.10	Kondisi Batas pada Simulasi Pengujian Tekan Model Perancah Tulang Besi Murni dan Tampilan Perangkat Lunak <i>MSC Marc Mentat</i>	53
Gambar 3.11	Proses Coding Pada Bahasa Pemrograman Fortran Untuk Menjalankan Simulasi	54
Gambar 3.12	Hasil simulasi stress-strain pada implan perancah tulang besi murni model A sebelum degradasi dengan menggunakan perangkat lunak <i>MSC Marc</i> yang terintegrasi dengan program <i>Fortran</i>	55

Gambar 3.13	Konvergensi Model A Modulus Elastisitas Terhadap Number Of Element.....	57
Gambar 4.1	Hubungan Tegangan–Regangan besi murni solid hasil Simulasi terhadap Eksperimen.....	63
Gambar 4.2	Perubahan Tegangan-Regangan model implan A, B, dan C sebelum dan setelah Terdegradasi	64
Gambar 4.3	Hubungan modulus elastisitas terhadap waktu degradasi	69
Gambar 4.4	Hubungan Kekuatan Luluh terhadap Waktu Degradasi	72
Gambar 4.5	Hubungan Porositas terhadap Waktu Degradasi	76
Gambar 4.6	Hubungan Volume Fraksi BV/TV terhadap Waktu Degradasi	79
Gambar 4.7	Hubungan modulus elastisitas terhadap porositas Model A, B, dan C.....	82
Gambar 4.8	Hubungan kekuatan luluh terhadap porositas sebelum dan setelah Terdegradasi	85
Gambar 4.9	Hubungan Modulus Elastisitas terhadap Volume Fraksi BV/TV sebelum dan setelah Terdegradasi	88
Gambar 4.10	Hubungan Kekuatan Luluh terhadap Volume Fraksi BV/TV sebelum dan setelah Terdegradasi	91

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Sifat mekanik pada tulang dan implan material (Md Saad et al., 2017; Shi, 2004)	12
Tabel 2.2	Sifat fisik dan mekanikal propertis dari berbagai macam material implan dan perbandingannya dengan tulang alami (Hendra Hermawan, 2011; Witte et al., 2005; Zreiqat et al., 2002)	24
Tabel 2.3	Matriks Referensi Jurnal	30
Tabel 3.1	Dimensi Model 3D Perancah Tulang A, B, dan C Sebelum Terdegradasi	42
Tabel 3.2	Hasil Sifat Mekanis Dengan Pengujian Tekan Material Besi Murni Solid	45
Tabel 3.3	Data Beban Displacement Model Perancah Tulang A, B, Dan C	46
Tabel 3.4	Nilai laju Degradasi Penelitian Tao Huang et.al untuk Material Besi Murni (Huang and Zheng, 2016)	50
Tabel 3.5	Data Studi Konvergensi Model A 0 Hari	57
Tabel 4.1	Perbandingan sifat mekanis besi murni <i>cuboid solid</i> sampel A dari hasil simulasi dan eksperimen	63
Tabel 4.2	Pengaruh Modulus Elastisitas berdasarkan Variasi Porositas terhadap Waktu Degradasi.	66
Tabel 4.3	Pengaruh Kekuatan Luluh berdasarkan Variasi Porositas terhadap Waktu Degradasi.	70
Tabel 4.4	Pengaruh Waktu Degradasi terhadap Porositas sebelum dan setelah Terdegradasi	74
Tabel 4.5	Pengaruh Waktu Degradasi terhadap Volume Fraksi BV/TV sebelum dan setelah Terdegradasi	77
Tabel 4.6	Pengaruh Modulus Elastisitas terhadap Porositas sebelum dan setelah Terdegradasi	80
Tabel 4.7	Pengaruh Kekuatan Luluh terhadap Porositas sebelum dan setelah Terdegradasi	83
Tabel 4.8	Pengaruh Modulus Elastisitas terhadap Volume Fraksi sebelum dan setelah Terdegradasi	86
Tabel 4.9	Pengaruh Kekuatan Luluh terhadap Volume Fraksi BV/TV sebelum dan setelah terdegradasi	89

DAFTAR LAMPIRAN

LAMPIRAN A. 1 Geometri Model Perancah Tulang Besi Murni Berpori Sebelum Degradasi	i
LAMPIRAN A. 1 Perbandingan Hasil Simulasi Erosi Terhadap Nilai Kalkulasi Eksperimen	i
LAMPIRAN A. 1 Hasil Analisa Morphologi	i

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dengan gaya hidup yang semakin aktif, permintaan akan ortopedi sebagai solusi dalam pengobatan serta perawatan masalah tulang seperti patah tulang, osteoporosis, dan tumor tulang terus meningkat. Tulang memiliki fitur unik kemampuannya bergenerasi dengan sendirinya didalam lingkup kerusakan yang kecil. Namun, apabila Kerusakan yang terjadi lebih besar, dibutuhkan tindakan pengobatan tambahan (Hrubovčáková et al., 2016).

Pada umumnya tindakan tambahan dalam pengobatan ortopedi terfokus pada metode pencangkokan tulang (*bone graft*), cangkok tulang sendiri dikategorikan berdasarkan asalnya , yaitu *autograft*, *allograft* dan *xenograft*. *Autograft* adalah cangkok yang diambil dari tubuh pasien itu sendiri, *Allograft* adalah cangkok yang diambil dari satu orang ke orang lain dan *Xenograft* adalah cangkok yang diambil dari spesies lain. Walaupun metode pencangkokan tulang adalah metode yang sering digunakan, metode ini memiliki kekurangan, seperti: *Autograft* yang memiliki kekurangan pada kesulitannya dalam pengambilan cangkok, biaya yang mahal, meningkatkan resiko infeksi akibat pemindahan cangkok yang tidak steril, meningkatkan resiko kehilangan darah, dan menambah waktu anastesi yang menyebabkan keterlambatan dalam penanganan. Pada *allograft* kendala yang dihadapi , yaitu keterbatasan dalam jumlahnya, dan *allograft* memiliki resiko penolakan pada sistem kekebalan tubuh pasien, serta kemungkinan terjadinya infeksi atau tertularnya penyakit dari pendonor kepada pasien, dan pada *Xenograft* kekurangan yang dihadapi adalah tidak adanya sifat *osteokonduksi* sehingga jaringan baru tidak dapat tumbuh didalam tulang yang dicangkokkan. Oleh karena itu metode rekayasa jaringan (*Tissue Engineering*) hadir sebagai solusi dalam perbaikan dan pengobatan tulang (O'Brien, 2011; Torres et al., 2011).

Metode rekayasa jaringan memiliki upaya dalam memperbaiki jaringan tulang yang rusak, dengan menggunakan *biomaterial* implan perancah tulang (*bone scaffold*) yang berfungsi sebagai bantalan beban, serta wadah regenerasi sementara jaringan tulang yang baru menggantikan fungsi jaringan yang telah rusak (Atala, 2004).

Metode ini memberikan sistem perbaikan tulang yang aman karena perancah dirancang dengan menggunakan bahan yang bersifat bebas racun (*non-toxic*) serta dapat mendukung aktifitas pertumbuhan jaringan tulang (*biokompatibilitas*), selain itu perancah dirancang menyerupai jaringan tulang asli yang memiliki struktur berpori, sehingga memiliki kemampuan *osteokonduktifitas* yang memungkinkan sel dan nutrisi pembentuk tulang (*osteoblast*) dapat menempel dan berkembang di dalam pori-porinya, dan yang terakhir bahan perancah tulang dirancang memiliki sifat mekanis mendekati sifat tulang asli dan bersifat *bioresorbabilitas* sehingga perancah akan *terdegradasi* seiring dengan tersusunnya jaringan tulang baru, dan tidak diperlukannya lagi tindakan operasi lagi (pengangkatan implan) (Bose et al., 2012).

Dimasa sekarang metode rekayasa jaringan umumnya menggunakan material antara lain keramik bioaktif, polimer alami atau sintetis, komposit polimer, dan keramik (Berger et al., 2004; Kim et al., 2004). Meskipun terdapat beberapa hasil yang positif, material tersebut masih memiliki keterbatasan. Sebagai contoh, polimer memiliki modulus elastisitas dan kekuatannya yang sangat rendah, sedangkan keramik mempunyai sifat yang kaku dan rapuh, sehingga material ini tidak cocok sebagai bantalan beban (*load-bearing*) (Hutmacher, 2000; Yaszemski et al., 1996). Untuk bahan berbasis logam, material yang sering digunakan sebagai bahan implan perbaikan tulang antara lain titanium paduan, *stainless steel* dan *cobalt-chromium* berbasis paduan. Namun, *biomaterial* tersebut saat ini memiliki potensi melepaskan ion beracun didalam proses keausan, dan *biodegradasinya* sehingga memungkinkan resiko terjadinya serta peradangan pada jaringan disekitar implan yang dapat mengakibatkan kerusakan yang lebih parah lagi. Sehingga apabila implan yang ditanamkan memiliki kasus seperti demikian, operasi kedua yang harusnya

tidak perlu dilakukan tidak akan dapat dihindari lagi dan tentunya akan meningkatkan resiko pada pasien serta terdapat kemungkinan dilakukannya penggantian pada implan (Cohen, 1998a; Lhotka et al., 2003; Ye et al., 2010). Atas alasan ini, implan bermaterial logam *biodegradable* termasuk bahan yang berbasis besi murni (*Pure Iron*) telah diusulkan sebagai material implan yang mendukung pertumbuhan jaringan pada tulang, serta sebagai bantalan beban.

Jika dibandingkan dengan material polimer yang memiliki modulus elastisitas, dan kekuatan yang sangat rendah, serta pada material keramik yang memiliki sifat kaku, dan rapuh sehingga mengakibatkan material tersebut tidak cocok sebagai bantalan beban (Hutmacher, 2000; Yaszemski et al., 1996). Besi murni memiliki sifat mekanis yang jauh lebih baik dibandingkan dengan material tersebut, seperti dapat kita lihat bahwa material besi murni memiliki sifat mekanis yang baik, serta besi murni juga memiliki sifat keuletan yang baik (Zheng, 2017), hal tersebutlah yang membuat fisik dan sifat mekanis dari besi murni memuaskan sebagai bahan perancah jaringan.

Besi murni adalah salah satu elemen penting yang terkandung didalam tubuh manusia yang menyumbang 3-5 g zatnya didalam tubuh orang dewasa. Besi murni pula memiliki sifat *non-toxic* atau bebas racun (Zheng, 2017), tidak seperti material titanium paduan, stainless steel, dan cobalt-chromium berbasis paduan yang memiliki potensi melepaskan ion beracun didalam proses keausan, dan biodegradasinya sehingga memungkinkan resiko terjadinya kerusakan, serta peradangan pada jaringan yang berada disekitar implan (Cohen, 1998b; Hendra Hermawan, 2011; Lhotka et al., 2003; Zheng, 2017). Oleh sebab itu bahan berbasis besi murni ini disukai, karena material besi murni menggabungkan tingkat degradasi perancah yang menengah dan tingkat ketahanan yang tinggi sehingga bagus disaat beban yang lebih tinggi (Hrubovčáková et al., 2016). Besi murni juga merupakan zat yang penting dalam metabolisme pada tubuh manusia dan tentunya bersifat bebas racun (*non-toxic*) (Zhu et al., 2009).

Besi murni dan paduannya menunjukkan *biokompatibilitas* yang sangat baik (*sitotoksisitas* dan *hemokompatibilitas*) (Cheng et al., 2013), serta Besi murni juga menawarkan tingkat ketahanan yang tinggi (Zheng, 2017),

sehingga dapat menahan beban fisiologi, saat di tanamkan didalam tulang manusia. Namun, besi murni juga memiliki keterbatasan , yaitu dalam tingkat biodegradasinya yang relatif lambat, seperti yang dapat dilihat dalam jurnal percobaan perbandingan degradasi dengan metode *in vitro* untuk jenis material Pure Metal (Fe, Mn, Mg, Zn dan W) sebagai bahan berbasis biodegradasi (Cheng et al., 2013) akan tetapi hal tersebut tidak menjadi kendala, karena tingkat degradasi yang dimiliki oleh besi murni dapat ditingkatkan dengan meningkatkan porositas pada model implan scaffold, walaupun penambahan porositas berakibat penurunan sifat mekanis dari material itu sendiri (Duarte and Goncalves, 2014).

Oleh karena itu penelitian lebih lanjut mengenai sifat mekanik pada logam berpori seperti perilaku deformasi dibawah beban kompresi sangat dibutuhkan untuk kemajuan dalam bidang rekayasa jaringan yang berbasis biomedik terutama rekayasa jaringan yang berbahan dasar besi murni. Pengujian sebelumnya telah dilakukan oleh (Md Saad et al., 2016) dengan menggunakan material berbahan dasar Magnesium dengan metode *in vitro* yang hasilnya terdapat didalam jurnalnya yang berjudul ”*Dynamic degradation of porous magnesium under a simulated environment of human cancellous bone*”, dimana pada penelitiannya telah berhasil mengembangkan kondisi simulasi aliran seperti halnya sumsum tulang kanselus pada manusia sehingga memberikan efek aliran terhadap proses degradasi serta sifat mekanis pada implan perancah tulang berdasarkan variasi porositas dan waktu perendaman. Hasil pengujian tekan dengan menggunakan *universal testing machine (The Fast Track 8874, Instron, Norwood, USA)* yang dilakukan oleh M.d Saad menunjukkan bahwa sifat mekanis (kekuatan tekan, kekuatan luluh, dan modulus elastisitas) pada implan perancah tulang menurun terhadap waktu perendaman sehingga *mechanical integrity* pada material magnesium berpori ini menurun sebagai fungsi dari porositasnya yang meningkat terhadap waktu perendaman. Selain itu juga sifat mekanisnya mendekati tulang kanselus pada umumnya (Md Saad et al., 2016).

Oleh karena itu, didalam memajukan perkembangan biomedik dibidang implan perancah jaringan terdegradasi, diperlukan penelitian serta pengujian

lebih lanjut seperti pada pengaruh struktur meliputi ukuran pori, porositas, dan lain-lain terhadap sifat mekanis dari implan perancah tulang itu sendiri. Namun, pengujian relatif rumit, dan membutuhkan biaya yang mahal didalam pengujian dengan mesin. Saat ini dilaporkan bahwa simulasi dengan menggunakan metode elemen hingga (*Finite Element Method*) adalah salah satu teknik yang efektif untuk memprediksi sifat mekanik material tanpa merusak spesimen itu sendiri. Seperti pada penelitian yang dilakukan oleh M.A. Sulong (Sulong et al., 2016), “*a- model of the mechanical degradation of foam replicated scaffolds*” yang melakukan analisa degradasi sifat mekanis *titanium foam replication* pada implan perancah tulang dan memprediksi perubahan geometri implan perancah tulang terhadap erosi permukaan sebelum dan setelah degradasi, serta menganalisa sifat mekanis model dengan menggunakan metode dan analisa komputasional metode elemen hingga. Dari hasil penelitian ini akan didapat sifat mekanis dari model seperti modulus elastisitas dan kekuatan luluh serta pengembangan persamaan *exponential decay function* untuk memprediksi sifat mekanis setelah terdegradasi, dan juga seperti pada penelitian yang dilakukan oleh Tan,et.al dimana memprediksi sifat mekanis magnesium berpori dibawah beban kompresi serta pengaruh porositas, pori terhadap sifat mekanisnya dengan menggunakan metode elemen hingga (Tan et al., 2009).

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan oleh (Md Saad et al., 2016), pembuatan implan perancah tulang dengan menggunakan material magnesium, dikatakan sebagai alternatif bahan perancah tulang, akan tetapi dilihat dari kelemahan dalam ketahanan degradasinya masih lemah, dan dapat mengakibatkan perancah terdegradasi terlebih dahulu sebelum jaringan baru terbentuk yang berdampak memberikan hasil sifat mekanis pada jaringan baru yang kurang baik sebagai bantalan beban (Oriňáková et al., 2013), membuat penggunaan material besi murni sebagai bahan perancah jaringan tulang, patut untuk diteliti lebih lanjut penggunaannya sebagai bahan perancah jaringan tulang, terutama pengaruh degradasinya terhadap sifat mekanis besi murni sebagai material perancah tulang. Selain itu pula, dilihat dari penelitian sebelumnya analisa sifat mekanis menggunakan metode elemen hingga belum

sering digunakan karena umumnya terfokus pada penelitian dengan metode pengujian eksperimental. Oleh karena itu, analisa menggunakan metode elemen hingga juga patut digunakan dalam analisa pengujian.

Dari latar belakang di atas, dapat disimpulkan bahwa degradasi perancah akan berpengaruh terhadap sifat mekanis dari perancah itu sendiri. Oleh karena itu peneliti akan melakukan analisa pengaruh degradasi terhadap sifat mekanis besi murni sebagai implan berpori.

1.2 Rumusan Masalah

Besi murni adalah material yang cocok dalam aplikasi biomedik karena kekuatannya yang relatif tinggi, serta memiliki sifat biokompatibilitas dan bebas racun (Cheng et al., 2013; Zhu et al., 2009). Besi murni dari segi fungsinya sebagai bantalan beban, akan mengalami proses terdegradasi pada periode waktu tertentu yang harus seiring dengan pertumbuhan tulang kancellus. Namun, pengaruh degradasi terhadap perubahan kekuatan perancah tulang belum banyak diteliti. Hal ini sangat penting menjaga kekuatan implan perancah tulang setidaknya sampai proses penyembuhan pada tulang selesai. Untuk alasan ini peneliti mengkaji tentang sifat mekanis besi murni berpori (modulus elastisitas dan kekuatan luluh) pada implan perancah tulang agar dapat menganalisa sifat mekanisnya berdasarkan waktu degradasi. Analisis sifat mekanis besi murni berpori pada implan perancah tulang dalam penelitian ini menggunakan metode elemen hingga. Selain itu perlu dilakukan studi morfologi (porositas dan *bone volume fraction*), yang bertujuan untuk menganalisa hubungan antara sifat mekanis implan dengan morfologinya.

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Dalam penelitian ini dilakukan eksperimen pengujian tekan pada sampel implan besi murni solid. Pengujian dilakukan untuk mendapatkan nilai sifat mekanis model *solid*, yang nantinya akan digunakan dalam menentukan sifat mekanis pada perancah jaringan berporos dengan menggunakan Metode elemen hingga dalam kondisi *uniaxial compressive*.
2. Material yang digunakan dalam penelitian ini , yaitu besi murni yang diasumsikan homogen, isotropik dan elastis-plastis.
3. Dalam penelitian ini tidak menghitung poisson ratio, ultimate compressive strength, energy absorbsion, serta hardness.
4. Dalam penelitian ini akan mencari sifat mekanis meliputi modulus elastisitas dan kekuatan luluh berdasarkan 3 variasi porositas model implan perancah tulang sebelum dan setelah terdegradasi.
5. Didalam penelitian ini tidak dilakukan scanning *Micro CT Scan* pada model, sehingga dilakukan asumsi dengan melakukan pemotongan model menggunakan fungsi pada perangkat lunak *SolidWork*.
6. Dalam penelitian ini model sebelum terdegradasi dirancang dengan perangkat lunak *SolidWork* dan untuk model implan perancah tulang setelah terdegradasi didapat dengan menggunakan pendekatan komputasi menggunakan perangkat lunak *MIMICS*.
7. Pembebanan yang diberikan pada implan perancah tulang meliputi beban *displacement* maksimum.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Memvalidasi nilai hasil pengujian eksperimen terhadap simulasi pengujian tekan material besi murni solid
2. Menganalisis sifat mekanis material besi murni berpori dengan menggunakan metode elemen hingga meliputi modulus elastisitas dan kekuatan luluh pada implan perancah tulang sebelum dan setelah terdegradasi.
3. Menganalisis morfologi implan perancah tulang sebelum dan setelah terdegradasi serta hubungannya terhadap sifat mekanis.

1.5 Manfaat Penelitian

Adapun yang diharapkan dapat diambil dan memberikan manfaat dari tugas akhir ini adalah:

1. Bagi Peneliti. Sebagai materi pembelajaran serta sarana pengembangan pengetahuan mengenai pengujian sifat mekanis tanpa merusak sample dengan menggunakan metode elemen hingga, serta mengetahui cara pemilihan material serta pemodelan yang cocok sebagai bahan perancah tulang dalam bidang Biomedik.
2. Bagi Jurusan. Bentuk kontribusi dalam pengembangan ilmu biomekanik di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya.
3. Bagi Pembaca. Sebagai bahan acuan dalam penelitian dimasa yang akan datang untuk pengembangan model besi murni berpori pada perancah tulang dengan metode *invivo* dan metode elemen hingga

DAFTAR RUJUKAN

- Amini, A.R., Laurencin, C.T., and Nukavarapu, S.P., 2012. Bone Tissue Engineering: Recent Advances and Challenges. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering* 40,363–408. [https://doi.org/10.1615/Crit Rev Biomed Eng. v40.i5.10](https://doi.org/10.1615/CritRevBiomedEng.v40.i5.10)
- Ashby, M.F., Evans, A., Fleck, N. a., Gibson, L.J., Hutchinson, J.W., and Wadley, H.N.G., 2000. Metal foams. A design guide.
- ASTM-E9-89a, 1996. Standard test methods of compression testing of metallic materials at room temperature. *Annual Book of ASTM Standards* 03.01. <https://doi.org/10.1520/E0009-89AR00>
- Astm, 1991. Standard test method for compressive properties of rigid cellular plastics. *ASTM Standards D*, 1621–1673. <https://doi.org/10.1520/D1621-10.2>
- Atala, A., 2004. Tissue Engineering and Regenerative Medicine. *Rejuvenation Research* 7, 15–31. <https://doi.org/10.1002/term.1586>
- Banhart, J., and Baumeister, J., 1998. Deformation characteristics of metal foams. *Journal of Materials Science* 33, 1431–1440. <https://doi.org/10.1023/A:1004383222228>
- Berger, J., Reist, M., Mayer, J.M., Felt, O., Peppas, N.A., and Gurny, R., 2004. Structure and interactions in covalently and ionically crosslinked chitosan hydrogels for biomedical applications. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics* 57, 19–34. [https://doi.org/10.1016/S0939-6411\(03\)00161-9](https://doi.org/10.1016/S0939-6411(03)00161-9)
- Bose, S., Roy, M., and Bandyopadhyay, A., 2012. Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. *Trends in Biotechnology* 30, 546–554. <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2012.07.005>
- Burr, D.B., and Martin, R.B., 1989. Errors in bone remodeling: toward a unified theory of metabolic bone disease. *The American journal of anatomy* 186, 186–216. <https://doi.org/10.1002/aja.1001860208>
- Chen, Y., Mak, A.F.T., Wang, M., Li, J., and Wong, M.S., 2006. PLLA scaffolds with biomimetic apatite coating and biomimetic apatite/collagen composite coating to enhance osteoblast-like cells attachment and activity. *Surface and Coatings Technology* 201, 575–580. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2005.12.005>
- Cheng, J., Liu, B., Wu, Y.H., and Zheng, Y.F., 2013. Comparative invitro study on pure metals (Fe, Mn, Mg, Zn and W) as biodegradable metals. *Journal of Materials Science and Technology* 29, 619–627. <https://doi.org/10.1016/j.jmst.2013.03.019>
- Choi, K., Kuhn, J.L., Ciarelli, M.J., and 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* 23, 1103–1113. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90003-L](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90003-L)
- Cohen, J., 1998a. Current concepts review. Corrosion of metal orthopaedic implants. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 80, 1554.
- Cohen, J., 1998b. Current concepts review. Corrosion of metal orthopaedic implants. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 80, 1554.
- Dewidar, M.M., and Lim, J.K., 2008. Properties of solid core and porous surface Ti-6Al-4V implants manufactured by powder metallurgy. *Journal of Alloys and Compounds* 454, 442–446. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2006.12.143>
- Dias, M.R., Fernandes, P.R., Guedes, J.M., and Hollister, S.J., 2012. Permeability analysis of scaffolds for bone tissue engineering. *Journal of Biomechanics* 45, 938–944. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.01.019>
- Duarte, B., and Gonçalves, D.O., 2014. Preparation of biodegradable iron scaffolds with controlled porosity for application in orthopaedic devices 1–10.
- Fung, Y.C., 1993. *Biomechanics, Mechanical Properties of Living Tissue: Second Edition*. Springer.
- Gibson, L.J., and Ashby, M.F., 1997. Cellular solids: Structure and properties, second edition, second ed. ed. *Cambridge University Press*. <https://doi.org/10.1017/CBO9781139878326>
- González, S., Pellicer, E., Suriñach, S., Baró, M.D., and Sort, J., 2013. Biodegradation and Mechanical Integrity of Magnesium and Magnesium Alloys Suitable for Implants.
- Hedges, R.E.M., 1992. Radiocarbon A REVIEW OF CURRENT APPROACHES IN THE PRETREATMENT OF BONE 34, 279–291.
- Hendra Hermawan, D.R. and J.R.P.D., 2011. Metals for Biomedical Application, Agricultural and Biological Sciences Grain Legumes. *InTech*. <https://doi.org/10.5772/19033>
- Hollister, S.J., 2009. Scaffold design and manufacturing: From concept to clinic. *Advanced Materials* 21, 3330–3342. <https://doi.org/10.1002/adma.200802977>
- Hollister, S.J., 2005. Porous scaffold design for tissue engineering. *Nature Materials* 4, 518–524. <https://doi.org/10.1038/nmat1421>
- Hollister, S.J., Maddox, R.D., and Taboas, J.M., 2002. Optimal design and fabrication of scaffolds to mimic tissue properties and satisfy biological constraints. *Biomaterials* 23, 4095–4103. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00148-5](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00148-5)

- Hrubovčáková, M., Kupková, M., and Džupon, M., 2016. Fe and Fe-P Foam for Biodegradable Bone Replacement Material: Morphology, Corrosion Behaviour, and Mechanical Properties. *Advances in Materials Science and Engineering* 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/6257368>
- Huang, T., and Zheng, Y., 2016. Uniform and accelerated degradation of pure iron patterned by Pt disc arrays. *Scientific Reports* 6, 1–11. <https://doi.org/10.1038/srep23627>
- Huang, T., Zheng, Y., and Han, Y., 2016. Accelerating degradation rate of pure iron by zinc ion implantation. *Regenerative biomaterials* 3, 205–15. <https://doi.org/10.1093/rb/rbw020>
- Hutmacher, D.W., 2000. Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. *Biomaterials* 21, 2529–2543. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00121-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00121-6)
- Infometrik, 2009. Konsep Dasar Finite Element Method [WWW Document]. *Informasi Mekanika, Material, dan Manufaktur*. URL <http://www.infometrik.com/2009/07/konsep-dasar-finite-element-method/>
- j.n.reddy, 1988. An Introduction to the Finite Element Method, Second Edi. ed, Mathematics of Computation. <https://doi.org/10.2307/2007936>
- Jacobs, J.J., Skipor, a K., Patterson, L.M., Hallab, N.J., Paprosky, W.G., Black, J., and Galante, J.O., 1998. Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty. A prospective, controlled, longitudinal study. *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 80, 1447–1458.
- Jaecques, S.V.N., Van Oosterwyck, H., Muraru, L., Van Cleynenbreugel, T., De Smet, E., Wevers, M., Naert, I., and Vander Sloten, J., 2004. Individualised, micro CT-based finite element modelling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone. *Biomaterials* 25, 1683–1696. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00516-7](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00516-7)
- Keaveny, T.M., and Hayes, W.C., 1993. Mechanical Properties of Cortical and Trabecular Bone. *Bone* 285–344.
- Kim, H., Knowles, J.C., and Kim, H., 2004. Hydroxyapatite / poly (e - caprolactone) composite coatings on hydroxyapatite porous bone scaffold for drug delivery 25, 1279–1287. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.07.003>
- Knychala, J., Bouropoulos, N., Catt, C.J., Katsamenis, O.L., Please, C.P., and Sengers, B.G., 2013. Pore geometry regulates early stage human bone marrow cell tissue formation and organisation. *Annals of Biomedical Engineering* 41, 917–930. <https://doi.org/10.1007/s10439-013-0748-z>
- Kruger, T.E., Miller, A.H., and Wang, J., 2013. Collagen scaffolds in bone sialoprotein-mediated bone regeneration. *The Scientific World Journal* 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/812718>
- Lacroix, D., Planell, J.A., and Prendergast, P.J., 2009. Computer-aided design and finite-element modelling of biomaterial scaffolds for bone tissue

- engineering. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 367, 1993–2009. <https://doi.org/10.1098/rsta.2009.0024>
- Lhotka, C., Szekeres, T., Steffan, I., Zhuber, K., and Zweymüller, K., 2003. Four-year study of cobalt and chromium blood levels in patients managed with two different metal-on-metal total hip replacements. *Journal of Orthopaedic Research* 21, 189–195. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(02\)00152-3](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(02)00152-3)
- Lin, C.Y., Kikuchi, N., and Hollister, S.J., 2004. A novel method for biomaterial scaffold internal architecture design to match bone elastic properties with desired porosity. *Journal of Biomechanics* 37, 623–636. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.029>
- Md Saad, A.P., Abdul Rahim, R.A., Harun, M.N., Basri, H., Abdullah, J., Abdul Kadir, M.R., and Syahrom, A., 2017. The influence of flow rates on the dynamic degradation behaviour of porous magnesium under a simulated environment of human cancellous bone. *Materials and Design* 122, 268–279. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.03.029>
- Md Saad, A.P., Jasmawati, N., Harun, M.N., Abdul Kadir, M.R., Nur, H., Hermawan, H., and Syahrom, A., 2016. Dynamic degradation of porous magnesium under a simulated environment of human cancellous bone. *Corrosion Science* 112, 495–506. <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2016.08.017>
- Melrose, J., Perroy, R., and Careas, S., 2008. DeGarmo's Materials and Process in manufacturing. *Statewide Agricultural Land Use Baseline 2015*. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Merrill, T.L., Merrill, D.R., Akers, J.E., Rd, M.H., Parkway, G., and Hill, M., 2012. Sbc2012-800 133, 1–2. <https://doi.org/10.1115/1>
- Niinomi, M., 2002. Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A* 33, 477–486. <https://doi.org/10.1007/s11661-002-0109-2>
- O'Brien, F.J., 2011. Biomaterials & scaffolds for tissue engineering. *Materials Today* 14, 88–95. [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(11\)70058-X](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(11)70058-X)
- Oriňáková, R., Oriňák, A., Bučková, L.M., Giretová, M., Medvecký, L., Labbanczová, E., Kupková, M., Hrubovčáková, M., and Koval, K., 2013. Iron based degradable foam structures for potential orthopedic applications. *International Journal of Electrochemical Science* 8, 12451–12465.
- Pasini, D., 2017. DETC2011-4 1–10.
- Peppas, N.A., 2000. Handbook of Biomaterial Properties, Journal of Controlled Release. [https://doi.org/10.1016/S0168-3659\(99\)00208-4](https://doi.org/10.1016/S0168-3659(99)00208-4)
- Prakoso, A.T., Syahrom, A., Sulong, M.A., Putra, A., Saad, M., Yani, I., Deswidawansyah Nasution, J., and Basri, H., 2017. A comparison of degradation rate bone scaffold morphology between computer simulation

- and experimental approach. *Malaysian Journal of Fundamental and Applied Sciences Special Issue on Medical Device and Technology* 529–532. <https://doi.org/10.11113/mjfas.v13n4-2.833>
- Puleo, D.A., and Huh, W.W., 1995. Acute toxicity of metal ions in cultures of osteogenic cells derived from bone marrow stromal cells. *Journal of applied biomaterials : an official journal of the Society for Biomaterials* 6, 109–116. <https://doi.org/10.1002/jab.770060205>
- Putra, I., 2011. FINITE ELEMEN METHOD (FEM) [WWW Document]. *Blogspot*. URL <http://irianpoo.blogspot.co.id/2011/09/finite-elemen-met-hod-fem.html>
- Refojo, M.F., 1996. Application of Materials in Medicine and Dentistry: Ophthalmologic Applications, Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medicine. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-087780-8.00148-0>
- Rho, J.Y., Kuhn-Spearing, L., and Zioupos, P., 1998. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering and Physics* 20, 92–102. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(98\)00007-1](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(98)00007-1)
- Shi, D., 2004. Biomaterials and Tissue engineering, Springer-Verlag Berlin Heidelberg. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Srivastav, A., 2011. An Overview of Metallic Biomaterials for Bone Support and Replacement Anupam. *Biomedical Engineering, Trends in Materials Science* 153–168. <https://doi.org/10.5772/13488>
- Standard, I., 2011. ISO 13314 Mechanical testing of metals, ductility testing, compression test for porous and cellular metals. *Reference number ISO 13314*, 1–7.
- Sulong, M.A., Belova, I. V., Boccaccini, A.R., Murch, G.E., and Fiedler, T., 2016. A model of the mechanical degradation of foam replicated scaffolds. *Journal of Materials Science* 51, 3824–3835. <https://doi.org/10.1007/s10853-015-9701-x>
- Tan, L., Gong, M., Zheng, F., and Zhang, B., 2009. Study on compression behavior of porous magnesium used as bone tissue engineering scaffolds 015016. <https://doi.org/10.1088/1748-6041/4/1/015016>
- Torres, J., Tamimi, F., Alkhraisat, M., Carlos, J., and Lopez-Cabarcos, E., 2011. Bone Substitutes. *Implant Dentistry - The Most Promising Discipline of Dentistry*. <https://doi.org/10.5772/17329>
- Van Blitterswijk, C.A., Moroni, L., Rouwkema, J., Siddappa, R., and Sohier, J., 2008. Tissue Engineering - An Introduction. *Tissue Engineering*. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-370869-4.00024-0>
- van Lenthe, G.H., Hagenmüller, H., Bohner, M., Hollister, S.J., Meinel, L., and Müller, R., 2007. Nondestructive micro-computed tomography for biological imaging and quantification of scaffold-bone interaction in vivo. *Biomaterials* 28, 2479–2490. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.01.017>

Wikipedia, 2013. Types of mesh. *Wiki*.

Witte, F., Kaese, V., Haferkamp, H., Switzer, E., Meyer-Lindenberg, A., Wirth, C.J., and Windhagen, H., 2005. In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response. *Biomaterials* 26, 3557–3563. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.09.049>

Woodruff, M.A., Lange, C., Reichert, J., Berner, A., Chen, F., Fratzl, P., Schantz, J.T., and Hutmacher, D.W., 2012. Bone tissue engineering: From bench to bedside. *Materials Today* 15, 430–435. [https://doi.org/10.1016/S1369-7021\(12\)70194-3](https://doi.org/10.1016/S1369-7021(12)70194-3)

Yaszemski, M.J., Payne, R.G., Hayes, W.C., Langer, R., and Mikos, A.G., 1996. Evolution of bone transplantation: Molecular, cellular and tissue strategies to engineer human bone. *Biomaterials* 17, 175–185. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(96\)85762-0](https://doi.org/10.1016/0142-9612(96)85762-0)

Ye, X., Chen, M., Yang, M., Wei, J., and Liu, D., 2010. In vitro corrosion resistance and cytocompatibility of nano-hydroxyapatite reinforced Mg-Zn-Zr composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 21, 1321–1328. <https://doi.org/10.1007/s10856-009-3954-3>

Zheng, Y., 2017. Development of Fe-Based Degradable Metallic Biomaterials.

Zhu, S., Huang, N., Xu, L., Zhang, Y., Liu, H., Sun, H., and Leng, Y., 2009. Biocompatibility of pure iron: In vitro assessment of degradation kinetics and cytotoxicity on endothelial cells. *Materials Science and Engineering C* 29, 1589–1592. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2008.12.019>

Zreiqat, H., Howlett, C.R., Zannettino, A., Evans, P., Schulze-Tanzil, G., Knabe, C., and Shakibaei, M., 2002. Mechanisms of magnesium-stimulated adhesion of osteoblastic cells to commonly used orthopaedic implants. *Journal of Biomedical Materials Research* 62, 175–184. <https://doi.org/10.1002/jbm.10270>