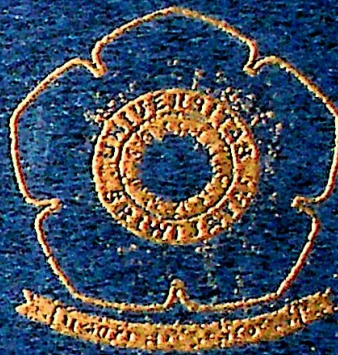


SKRIPSI

**ANALISIS BIODEGRADASI SIFAT MEKANIS
MAGNESIUM BERPORI PADA IMPLAN
BONE SCAFFOLD**



AKBAR TEGUH PRAKOSO
03111005092

**JURUSAN TEKNIK MESIN
UNIVERSITAS SEBELAS MARET
FAKULTAS TEKNIK
2017**

620.37
Ale
a
2017

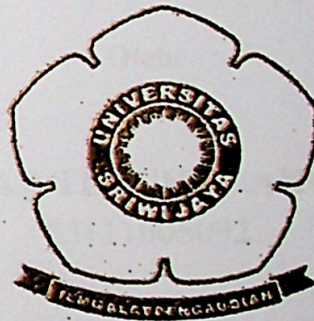
- 5064195

SKRIPSI



**ANALISIS BIODEGRADASI SIFAT MEKANIS
MAGNESIUM BERPORI PADA IMPLAN
BONE SCAFFOLD**

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



**AKBAR TEGUH PRAKOSO
03111005092**

**JURUSAN TEKNIK MESIN
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
2017**

HALAMAN PENGESAHAN

ANALISIS BIODEGRADASI SIFAT MEKANIS MAGNESIUM BERPORI PADA IMPLAN *BONE SCAFFOLD*

SKRIPSI

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

Oleh:

AKBAR TEGUH PRAKOSO
03111005092

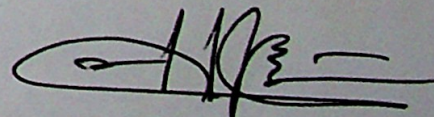
Indralaya, Maret 2017

Diperiksa dan disetujui oleh,
Pembimbing Skripsi

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Omarul Hadi, S. T, M.T
NIP. 19690213 199503 1 001



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

UNIVERSITAS SRIWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
JURUSAN TEKNIK MESIN

Agenda : 020/TM/AK/2017
Diterima Tanggal : 27/3-2017
Paraf : Vaf.

SKRIPSI

Nama : AKBAR TEGUH PRAKOSO
NIM : 03111005092
Jurusan : TEKNIK MESIN
Bidang Studi : KONSTRUKSI MESIN
Judul Skripsi : ANALISIS BIODEGRADASI SIFAT MEKANIS
MAGNESIUM BERPORI PADA IMPLAN *BONE*
SCAFFOLD
Diberikan : 21 JULI 2016
Selesai : 28 FEBRUARI 2017

Indralaya, Maret 2017
Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin

Qomari Hadi, S.T., M.T. *Vol*
NIP. 19690213 199503 1 001

HALAMAN PERSETUJUAN

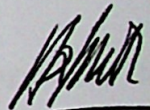
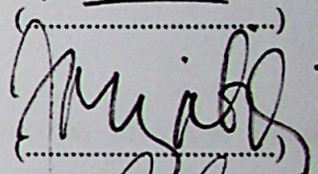
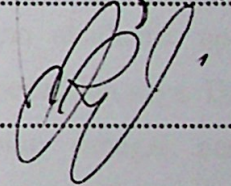
Karya tulis ilmiah berupa Skripsi ini dengan judul “Analisis Biodegradasi Sifat Mekanis Magnesium Berpori pada Implan *Bone Scaffold*” telah dipertahankan di hadapan Tim Penguji Sidang Sarjana Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya pada tanggal 28 Februari 2016.

Indralaya, 13 Maret 2017

Tim Penguji :

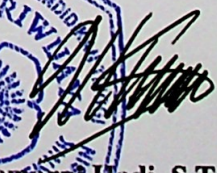
Ketua : Dr. Ir. Hendri Chandra, MT
NIP. 19600407 199003 1 003

Anggota : 1. Ir. H. Zainal Abidin, M.T.
NIP. 19580910 198602 1 001
2. Irsyadi Yani, ST, M.Eng, Ph.D
NIP. 19711225 199702 1 001

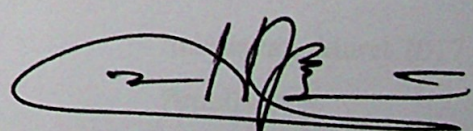

(.....)

(.....)

(.....)

Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Mesin


Qontari Hadi, S.T, M.Ts
NIP. 19690213 199503 1 001

Diperiksa dan disetujui oleh,
Pembimbing Skripsi


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





KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI DAN PENDIDIKAN TINGGI
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
JURUSAN TEKNIK MESIN
Jl. Raya Palembang - Prabumulih KM.32 Inderalaya (OI) Telp. (0711) 580272

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Akbar Teguh Prakoso
NIM : 03111005092
Judul : Analisis Biodegradasi Sifat Mekanis Magnesium Berpori pada
Implan Bone Scaffold

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.

Indralaya, Maret 2017

Penulis,

Akbar Teguh Prakoso

NIM. 03111005092

HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Akbar Teguh Prakoso
NIM : 03111005092
Judul : Analisis Biodegradasi Sifat Mekanis Magnesium Berpori pada
Implan *Bone Scaffold*

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.



Indralaya, Maret 2017



Akbar Teguh Prakoso
NIM. 03111005092

RIWAYAT PENULIS

Penulis bernama lengkap Akbar Teguh Prakoso. Penulis merupakan anak ketiga dari empat bersaudara yang dilahirkan di Palembang pada tanggal 12 april 1992 dengan Bapak Subijanto dan Ibu Elly Handuwi Sumarliyati yang berdarah Madiun dan Semarang. Penulis memulai pendidikan pada tahun 1998 di TK Aisyah di Kab.Lahat. Penulis melanjutkan pendidikan di SD Santo Yosef di Kab Lahat pada tahun 1998 selama enam tahun. Kemudian pada tahun 2004 penulis melanjutkan pendidikan di SMP Santo Yosef Kab Lahat. Tahun 2007 penulis mengenyam pendidikan di bangku SMA Negeri 2 Lahat dan lulus pada tahun 2010. Melalui jalur SBMPTN (jalur tes tertulis), penulis masuk ke Universitas Sriwijaya pada Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik pada tahun 2011. Selama menjalani masa perkuliahan penulis aktif di beberapa kegiatan organisasi Himpunan Mahasiswa Mesin (HMM) sebagai anggota (RISTEK) dan juga menjabat sebagai Ketua Umum HMM periode kepengurusan 2014-2015. Selain itu juga penulis pernah menjabat sebagai ketua volunteer *Sriwijaya Crew of International Affairs* (SCIA) dibawah naungan Kantor Urusan Internasional Unsri. Dalam bidang kompetisi penulis pernah mengikuti lomba Program Kreativitas Mahasiswa (PKM) sebagai penerima dana hibah yang diselenggarakan DIKTI, kompetisi mobil hemat energi (IEMC) di ITS Surabaya tahun 2013 kelas *prototype*, dan juara 1 lomba rancang bangun *tower* panjat yang diselenggarakan *Green Machine Spirit*. Penulis pernah menjadi asisten laboratorium gambar mesin di jurusan Teknik Mesin, anggota pembantu peneliti Fakultas Teknik dalam rangka kerjasama dengan PT.Bukit Asam (Persero) Tbk serta Asisten Prof. Hasan Basri hingga pernah dikirim ke Taiwan dalam program training di kota Taichung selama 2 bulan pada tahun 2015 dan meraih penghargaan "*Award of Enthusiastic Service*" dari Menteri Ekonomi Taiwan. Dalam bidang implementasi ilmu, penulis mengikuti kerja praktek di PT.PUSRI dan Akhirnya penulis melanjutkan penelitian di Universiti Teknologi Malaysia dan menyelesaikan pendidikan Sarjana pada tahun 2016 dengan tugas akhir berjudul "*Analisis Biodegradasi Sifat Mekanis Magnesium Berpori pada Implan Bone Scaffold*"

***This thesis is dedicated to my parents
for their love, endless support
and encouragement.***

KATA PENGANTAR

Pertama, penulis mengucapkan syukur dan berterimakasih kepada Tuhan Yang Maha Esa yang telah melimpahkan segala rahmat, karunia, dan anugerah-Nya sehingga skripsi ini dapat diselesaikan. Dalam kesempatan ini penulis menyampaikan banyak terima kasih kepada semua pihak yang telah banyak membantu hingga akhirnya penulis dapat menyelesaikan skripsi ini, adapun pihak tersebut:

1. Keluarga Penulis, kedua Orangtua yang selalu memberikan dukungan moral dan materi serta doanya yang tulus membimbing, mengarahkan, mendidik, dan memotivasi penulis dari awal hingga selesainya skripsi ini.
2. Bapak Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri selaku Dosen Pembimbing yang dengan ikhlas dan tulus telah membimbing, mengarahkan, mendidik, memotivasi serta banyak memberikan sarana kepada penulis dari awal hingga selesainya skripsi ini.
3. Bapak Dr. Ardiansyah Syahrom selaku Dosen Pembimbing kedua sekaligus Direktur *Sport and Innovation Technology Centre (SITC)* di Universiti Teknologi Malaysia yang memberikan ijin, bimbingan dan arahan penelitian, serta memotivasi penulis.
4. Bapak Dr. Mohd Ayub Sulong selaku Dosen Pembimbing ketiga di Universiti Teknologi Malaysia yang telah membimbing dan memberi arahan selama penelitian serta memotivasi penulis
5. Teman-teman di SITC dan *MediTeg Post Graduated Faculty of Bioscience and Medical Engineering* Universiti Teknologi Malaysia yang telah banyak memberikan motivasi, wawasan, dan ilmunya.
6. Bapak Aneka Firdaus S.T M.T selaku Dosen Pembimbing Akademik yang telah memberikan arahan kegiatan perkuliahan.
7. Bapak Qomarul Hadi, S.T., M.T. selaku Ketua Jurusan dan Bapak Ir. Dyos Santoso, M.T. selaku Sekretaris Jurusan di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya.

8. Bapak Dr. Ir. Hendri Chandra, M.T. selaku Ketua KBK Bidang Konstruksi di Jurusan Teknik Mesin.
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 Renaldy Dwi Nugraha, Vincent, dan Faisyal Aminin dan teman dalam satu bimbingan yaitu Gunawan Trisulo, Fanfani Rusydi, dan Dio Purba.
12. Teman-teman seperjuangan angkatan 2011 terutama yang sedang menggarap Skripsi
13. Teman-teman yang ada di Batam terutama Nugroho, Joe, Irawan, Agi, Mifta, Eric, kak Rendra yang telah memberikan fasilitas Penulis selama menjalankan penelitian.
14. Adik-adik tingkatku yang sedang berjuang untuk mendapatkan gelar Sarjana Teknik
15. Sriwijaya Crew of International Affairs yang telah memberikan kesempatan Penulis untuk berinteraksi dengan mahasiswa Internasional

Dalam penulisan skripsi ini, penulis sadar masih terdapat kekurangan, oleh karena itu kritik dan saran serta masukan yang bersifat membangun sangat penulis harapkan untuk membantu dalam perbaikan. Penulis juga mengharapkan skripsi dengan judul “Analisis sifat mekanis magnesium berpori pada implan *Bone Scaffold*” dapat memberikan manfaat untuk kemajuan ilmu pengetahuan dan teknologi di negara Indonesia serta menjadi referensi bagi yang akan mengkaji dimasa yang akan datang.

Palembang, Februari 2017

Penulis

Akbar Teguh Prakoso
NIM. 03111005092

RINGKASAN

ANALISIS BIODEGRADASI SIFAT MEKANIS MAGNESIUM BERPORI PADA IMPLAN *BONE SCAFFOLD*

Karya Tulis Ilmiah berupa Skripsi, 28 Februari 2017

Akbar Teguh Prakoso; dibimbing oleh Prof. Dr. Ir. Hasan Basri

Biodegradation Analysis on Mechanical Properties of Porous Magnesium Scaffolds

CIX + 109 halaman, 22 tabel, 55 gambar, 6 lampiran

RINGKASAN

Bone scaffold dari segi fungsionalitas sebagai bantalan beban (*load bearing*) mengharuskan material memiliki kekuatan yang baik dan tidak hanya saja pada saat implan ditanamkan tetapi juga ketika pada saat terjadi proses degradasi pada periode waktu tertentu dimana ketika berkontak dengan sumsum tulang. Pada penelitian ini magnesium berpori (Mg) dengan struktur *open-cellular* berpotensi dikembangkan sebagai rekayasa jaringan *bone scaffold*. Sampel implan *bone scaffold* yang terbuat dari magnesium murni dengan porositas yang berbeda direndam dengan laju aliran dinamis di dalam cairan *simulated body fluid*. Degradasi pada biomaterial *bone scaffold* dapat menyebabkan perubahan morfologinya. Sampel pada setiap implan *bone scaffold* setelah terdegradasi dilakukan pemindaian dengan menggunakan micro-CT untuk menentukan porositas keseluruhan, arsitektur dan mengembangkan pemodelan *finite element*. Beban kompresi diaplikasi pada model untuk mensimulasikan pengujian tekan dan distribusi tegangan dan regangan dapat dihitung. Dengan simulasi menggunakan *Finite Element Method (FEM)*, sifat mekanis setiap sampel sebelum dan setelah terdegradasi dapat dihitung. Sifat mekanis pada implan *bone scaffold* seperti modulus elastisitas 0,2% *yield stress* dan *plateau stress* diperoleh dari hasil simulasi. Temuan ini kemudian divalidasi dengan nilai-nilai yang diperoleh dari tes eksperimental. Hasil simulasi numerik yang ditemukan sesuai dengan eksperimental. Selain itu, penyelidikan ini menemukan bahwa sifat mekanis berkurang secara sistematis selama periode waktu 72 jam perendaman. Hasil penelitian menunjukkan hubungan yang kuat antara sifat mekanis dan morfologi (fraksi volume (BV/TV) dan porositas). Namun galat error maksimum perbandingan antara simulasi dengan eksperimental mencapai 17%. Hasil dapat menunjukkan bahwa parameter mikroarsitektural berpengaruh terhadap sifat mekanisnya.

Kata Kunci : *bone scaffold*, *sifat mekanis* , magnesium berpori, *FEM*, morfologi, *MicroCT Scan*

Kepustakaan : 96 (1980 – 2015)

SUMMARY

BIODEGRADATION ANALYSIS ON MECHANICAL PROPERTIES OF POROUS MAGNESIUM SCAFFOLDS

Scientific Paper in the form of Skripsi, January 11th, 2017

Akbar Teguh Prakoso; supervised by Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri

Analisis Biodegradasi Sifat Mekanis Magnesium Berpori Pada Implan Bone Scaffold

CIX + 109 Pages, 22 tables, 55 Figures, 6 attachments

Bone Scaffold in terms of functionality as load-bearing applications requires that the material should have sufficient strength not only at the moment of being implanted but also when the material degrades over the time while remaining in contact with bone marrow. In this work, porous magnesium (Mg) with a open-cellular structure, potentially employed as bone tissue engineering scaffolds. The samples of bone scaffolds made of pure magnesium with different porosities were immersed and subjected to dynamic flow rate of simulated body fluid. Degradation on biomaterial bone scaffold leads to changes of the morphology. Samples of implan bone scaffolds were scanned using Micro-CT to determine the overall porosity, architecture and to develop finite element models. Compressive loads were applied on models to simulate compressive test and stress and strain distributions were calculated. General properties for instance, elastic modulus, 0.2% offset yield stress and plateau stress were collected from simulation results. The findings were then validated with the valued obtained from the experimental result. The numerical simulation result showed good agreement with the experimental test. The present investigation found that the mechanical properties decreased systematically over a 72-hours period of immersion time. Results showed strong relationship between morphology parameters (volume fraction and porosity) and mechanical properties of bone scaffolds. However, the maximum percentage error comparison between simulations result with experimental test reached 17%. The results indicate that the microarchitectural parameters can affect th mechanical properties.

Keywords : *Bone Scaffold, Mechanical Properties, Porous Magnesium, FEM, Morphology, MicroCT Scan*

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGESAHAN	ii
HALAMAN AGENDA SKRIPSI	iii
HALAMAN PERSETUJUAN	iv
HALAMAN PERSETUJUAN PUBLIKASI	v
HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS	vi
RIWAYAT PENULIS	vii
DEDIKASI	viii
KATA PENGANTAR	ix
RINGKASAN	xi
<i>SUMMARY</i>	xii
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR TABEL	xviii
DAFTAR LAMPIRAN	xx
 BAB I. PENDAHULUAN	
1.1. Latar Belakang	1
1.2. Rumusan Masalah	4
1.3. Batasan Masalah	5
1.4. Tujuan Penelitian	6
1.5. Manfaat Penelitian	7
 BAB II. TINJAUAN PUSTAKA	
2.1. Definisi Tulang dan Jenis-Jenis Tulang serta Strukturnya	6
2.1.1. Tulang Kortikal	8
2.1.2. Tulang kanselus	9
2.2. Sifat Mekanis Tulang	11

2.3. Logam berpori	14
2.4 Logam Dalam Bidang Ortopedik	14
2.5. Rekayasa Jaringan Bone Scaffold	15
2.5.1. Sifat Mekanis Bone Scaffold	18
2.5.2. Permeabilitas	19
2.5.3. Osteokonduktivitas dan Osteoinduktivitas	19
2.5.4. Mikroarsitektur	20
2.6. Sifat Mekanis Bone Scaffold Berpori	21
2.7. Potensial Material Magnesium Sebagai Implan Tulang	22
2.8 Teori Dasar Sifat Material	24
2.9 Aplikasi metode elemen hingga dalam jaringan	28
2.10 Matriks Referensi Jurnal	30

BAB III. METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Pendekatan Umum	37
3.2. Diagram Alir Penelitian	38
3.3. Pengumpulan Data	39
3.3.1. Geometri Sampel Magnesium Berpori pada Implan Bone Scaffold	39
3.3.2. <i>Raw Data Potongan Citra Gambar Bone scaffold dari μCT Scanner</i>	40
3.3.3. <i>Material properties magnesium solid</i>	41
3.3.4. Data pembebanan pada Pengujian Tekan	42
3.3.5. Data Hasil Pengujian Tekan Magnesium Berpori	42
3.4. Pemodelan Geometri pada Implan Bone Scaffold	44
3.4.1. Pemodelan Geometri pada implan Bone Scaffold sebelum terdegradasi	44
3.4.2. Pemodelan Geometri pada implan Bone Scaffold	44
3.5. Proses Meshing	46
3.6. Prosedur Simulasi	49
3.6.1. Penentuan Material	49
3.6.2 Penentuan Kondisi Batas	50

3.6.3 Running program	52
3.6.4 Penyelesaian model (model solver)	53
3.6.5 Meshing Sensitivity Study	54
3.7. Studi Morfologi Magnesium Berpori pada Implan Bone Scaffold	55
3.8. Studi Static Analysis	
3.8.1 Kondisi batas <i>static analysis</i> pada implan <i>bone scaffold</i>	57
3.8.2 Material properties Implan Bone Scaffold	57
3.8.3 Proses dan Hasil simulasi	58
3.8.3 Analitik sebagai Pendekatan	60

BAB IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1. Pendahuluan	62
4.2. Kurva Tegangan-Regangan Magnesium Berpori pada <i>Implan Bone Scaffold</i>	62
4.3. Pengaruh Sifat Mekanis Bone Scaffold terhadap Waktu Degradasi	65
4.3.1. Pengaruh Modulus Elastisitas <i>Bone Scaffold</i> terhadap waktu degradasi berdasarkan variasi model porositas	66
4.3.2. Pengaruh <i>Yield Strength Bone Scaffold</i> terhadap waktu degradasi berdasarkan variasi model porositas	68
4.3.3. Pengaruh Plateau Stress pada <i>Bone Scaffold</i> terhadap waktu degradasi berdasarkan variasi model porositas	70
4.4. Pengaruh Sifat Mekanis Bone Scaffold Sebelum dan Setelah Terdegradasi Terhadap Morfologinya	72
4.4.1. Pengaruh Sifat Mekanis Bone Scaffold terhadap porositasnya	72
4.4.1.1 Pengaruh Modulus Elastisitas (E) terhadap porositas	73
4.4.1.2 Pengaruh yield strength (σ_Y) terhadap porositas	75
4.4.1.3 Pengaruh Plateau Stress (σ_{PL}) terhadap Porositas	76
4.4.2. Pengaruh Sifat Mekanis Bone Scaffold terhadap <i>Bone Volume Fraction BV/TV</i>	78
4.4.2.1 Pengaruh Modulus Elastisitas (E) terhadap porositas	79
4.4.2.2 Pengaruh Yield Strength (σ_Y) terhadap <i>Bone Volume</i>	80

Fraction BV/TV

4.4.2.3 Pengaruh Plateau Stress (σ_Y) terhadap <i>Bone Volume</i>	82
--	----

Fraction BV/TV

4.5 <i>Static analysis</i> model implan sebelum terdegradasi	84
--	----

BAB V. KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan	87
5.2. Saran	87

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1.	Penampang dalam tulang	9
Gambar 2.2.	Hasil <i>scanning</i> dengan menggunakan <i>electron micrograph</i> memperlihatkan struktur cellular pada kanselus bone	10
Gambar 2.3.	Skematik diagram $\sigma - \epsilon$ perilaku mekanis pada material apatit, kolagen dan tulang	12
Gambar 2.4.	Kurva tegangan-regangan tulang dari <i>uniaxial compression test</i>	13
Gambar 2.5.	Jenis-jenis logam berpori : (a) <i>open-cell foam</i> (b) <i>closed-cell foam</i>	14
Gambar 2.6.	Kurva tegangan-regangan cellular material	21
Gambar 2.7.	Spesimen silinder diberi beban <i>uniaxial compression test</i>	24
Gambar 2.8	Tipikal tegangan-regangan untuk pada tulang kortikan yang memperlihatkan daerah linier, <i>yield</i> dan <i>post yield</i> serta <i>fracture</i>	27
Gambar 2.9	Hubungan antara modulus elastisitas efektif dan porositas bone scaffold untuk CaP (<i>calcium phosphate</i>) bone cement	28
Gambar 3.1	Diagram Alir Penelitian	38
Gambar 3.2	Model sampel magnesium berpori pada implan <i>bone scaffold</i>	40
Gambar 3.3	μ CT scanner Sky Scan 1172 High Resolution	40
Gambar 3.4	Analogi proses pengambilan citra gambar pada implan <i>bone scaffold</i> dengan μ CT scanner	41
Gambar 3.5	2D penampang sampel dari hasil gambar yang diambil dari μ CT scanner setelah terdegradasi	41
Gambar 3.6	<i>Yield strength</i> material magnesium berpori sebelum dan setelah degradasi yang didapat dari hasil pengujian tekan	43
Gambar 3.7	Modulus elastisitas material magnesium berpori sebelum dan setelah degradasi yang didapat dari hasil pengujian tekan	43
Gambar 3.8	Pemodelan 3D <i>bone scaffold</i> sebelum terdegradasi menggunakan perangkat lunak <i>Solidworks</i> dengan masing-masing porositas berurutan yakni 30%, 41% dan 55%	44
Gambar 3.9	Analogi rekonstruksi model 3D pada implan <i>bone scaffold</i>	45

Gambar 3.10	Rekonstruksi 3D magnesium berpori pada implan <i>bone scaffold</i> setelah terdegradasi menggunakan perangkat lunak <i>Materialise's Interactive Image Constrol System</i> (MIMIC)	46
Gambar 3.11	Semua sampel di konversi dalam bentuk STL (<i>stereolithography</i>) untuk menghindari hilangnya detail geometri pada sampel	47
Gambar 3.12	Sampel hasil meshing dengan menggunakan perangkat lunak <i>sharc harpoon</i>	48
Gambar 3.13	Tampilan meshing hasil dari import NAS dengan menggunakan perangkat lunak MSC Marc	49
Gambar 3.14	Penentuan material pada simulasi sifat mekanis pada semua sampel dimana menggunakan sifat mekanis magnesium solid untuk menentukan sifat mekanis yang baru pada implan <i>bone scaffold</i>	50
Gambar 3.15	a)Skematik diagram kondisi batas pada simulasi pengujian tekan b) Model ukuran CAD dan batas regangan (<i>strain limit</i>) yang diaplikasikan pada simulasi FEM) c)Penentuan kondisi batas pada simulasi pengujian tekan pada perangkat lunak <i>MSC Marc</i>	51
Gambar 3.16	Proses <i>coding</i> pada proses simulasi sifat mekanis <i>bone scaffold</i> pada bahasa pemograman fortran	52
Gambar 3.17	Proses <i>running</i> simulasi sifat mekanis implan <i>bone scaffold</i> dengan menggunakan perangkat lunak Marc yang terintergrasi dengan Fortran	53
Gambar 3.18	Hasil simulasi kurva stress-strain material magnesium berpori pada implan <i>bone scaffold</i> untuk sampel A sebelum terdegradasi dengan menggunakan perangkat lunak <i>MSC Marc</i> yang terintegrasi dengan program <i>Fortran</i>	54
Gambar 3.19	Hasil studi konvergensi material magnesium berpori pada implan <i>bone scaffold</i> untuk sampel A, B dan C sebelum terdegradasi	55
Gambar 3.20	Analogi <i>bone volume fraction</i> BV/TV pada implan <i>bone scaffold</i>	57
Gambar 3.21	a)Skematik diagram kondisi batas pada simulasi tegangan yang berlaku untuk semua sampel implan <i>bone scaffold</i> b) Displacement load sebesar 0.00175 mm diaplikasikan pada simulasi FEM)	59

Gambar 3.22	Hasil meshing 3D model solid magnesium dengan menggunakan perangkat lunak Solidworks 2015	59
Gambar 3.23	Hasil analisa tegangan normal ketika diberi beban akibat displacement sebesar 0.0175 mm	59
Gambar 3.24	Hasil analisa <i>von mises stress</i> ketika diberi beban displacement sebesar 0.0175 mm	60
Gambar 4.1	Perbandingan kurva tegangan–regangan dari hasil simulasi dengan eksperimental	63
Gambar 4.2	Grafik kurva tegangan-regangan pada sampel A B dan C dimana memperlihatkan perbedaan kurva tegangan dan regangan sebelum dan setelah terdegradasi	65
Gambar 4.3	Grafik hubungan antara modulus elastisitas dengan waktu degradasi	68
Gambar 4.4	Grafik hubungan antara <i>yield strength</i> dan waktu degradasi	70
Gambar 4.5	Grafik Perbandingan plateau stress terhadap waktu degradasi pada implan <i>bone scaffold</i>	72
Gambar 4.6	Grafik hubungan antara modulus elastisitas dengan porositas	72
Gambar 4.7	Grafik hubungan antara yield strength dengan porositas	76
Gambar 4.8	Grafik hubungan antara <i>plateau stress</i> (σ_{PL}) dengan porositas	78
Gambar 4.9	Grafik hubungan antara modulus elastisitas dengan <i>bone volume fraction</i>	80
Gambar 4.10	Grafik hubungan antara yield strength dengan <i>bone volume fraction</i>	81
Gambar 4.11	Grafik hubungan antara <i>plateau stress</i> dengan <i>bone volume fraction</i>	84
Gambar 4.12	Distribusi tegangan tekan pada implan <i>bone scaffold</i> pada masing-masing sampel sebelum terdegradasi	85
Gambar 4.13	Distribusi tegangan <i>von Mises</i> pada implan <i>bone scaffold</i> dengan menggunakan perangkat lunak Solidworks	86
Gambar 4.14	Hubungan antara nilai modulus elastisitas dan tegangan tekan	86

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1.	Sifat mekanik pada tulang dan implan material	11
Tabel 2.2.	Sifat fisik dan mekanikal propertis dari berbagai macam material implan dan perbandingannya dengan tulang alami	22
Tabel 2.3	Matriks referensi jurnal	29
Tabel 3.1	Morfologi detail magnesium berpori pada implan <i>bone scaffold</i>	39
Tabel 3.2	<i>Material Properties</i> pada magnesium solid	42
Tabel 3.3	Pemberian beban <i>displacement</i> pada simulasi sifat mekanis yang berubah terhadap waktu dimana dikondisikan maksimum <i>displacement</i> 1.5 mm selama 1 detik	51
Tabel 3.4	Studi morfologi pada implan bone scaffold didapatkan dari perangkat lunak <i>ImageJ</i>	56
Tabel 3.5	Material properties pada <i>Implan Bone scaffold</i> dimana untuk nilai Modulus elastisitas dan <i>yield strength</i> mengambil yang terendah	58
Tabel 4.1	Perbandingan sifat mekanis magnesium sampel A sebelum degradasi dari hasil simulasi dan eksperimental	63
Tabel 4.2	Nilai tegangan pada implan bone scaffold pada masing-masing sampel	85

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Geometri Sampel Magnesium Berpori

Lampiran 2. Hasil data thresholding

Lampiran 3. Subroutine Pemograman yang akan diinput pada *Fortran*

Lampiran 4. Hasil simulasi yang berupa rawdata meliputi reaksi gaya dan displacement

Lampiran 5. Hasil mesh *sensitivity study*

Lampiran 6. *Raw data* studi morfologi

BAB 1

PENDAHULUAN



1.1. Latar Belakang

Ribuan prosedur bedah tulang dilakukan setiap harinya untuk mengganti atau memperbaiki jaringan yang rusak akibat penyakit osteoporosis, cedera atau trauma. Penyakit osteoporosis, cedera dan trauma pada tulang dapat menyebabkan kerusakan dan degenerasi jaringan tulang didalam tubuh manusia sehingga memerlukan perawatan untuk memfasilitasi perbaikan jaringan meliputi pergantian atau regenerasi [1]. Pengobatan biasanya terfokus pada transplantasi jaringan dari suatu tempat ke tempat yang lain pada pasien yang sama (*autograft*) atau dari satu orang ke orang lain (*allograft*). *Autograft* mempunyai beberapa kekurangan meliputi jumlahnya terbatas, sulit mengambil *graft*, biaya mahal, meningkatkan resiko infeksi, meningkatkan resiko kehilangan darah dan menambah waktu anestesi yang menyebabkan morbiditas. Demikian dengan *allograft* yang juga memiliki kendala serius karena keterbatasan akses jaringan untuk semua pasien yang membutuhkan dan fakta menyatakan bahwa ada resiko penolakan sistem kekebalan tubuh dan kemungkinan terjadinya infeksi atau tertularnya penyakit dari pendonor kepada pasien. Dari permasalahan di atas, solusi alternatif yaitu pengembangan rekayasa jaringan (*Tissue Engineering*) [1].

Pengembangan rekayasa jaringan dilakukan dengan tujuan untuk menghilangkan jaringan yang rusak dengan menggabungkan sel dari tubuh dengan biomaterial implan *bone scaffold* yang sangat berpori dan bertindak sebagai wadah untuk regenerasi jaringan tulang sehingga memandu pertumbuhan jaringan yang baru serta sebagai bantalan beban (*load bearing*) [2]. Teknik rekayasa jaringan telah sukses berupaya untuk meningkatkan kemampuan regenerasi jaringan tulang melalui *bone scaffold* yang didesain sebagai pemacu tumbuhnya jaringan baru pada tulang serta memiliki potensi yang nyata sebagai alternatif cangkok tulang [3]. Agar kompatibel dengan sistem biologis yang kompleks di dalam tubuh manusia, persyaratan *scaffold* yang ideal untuk pengembangan rekayasa jaringan tulang adalah sebagai berikut. Pertama, implan

bone scaffold harus biokompatibel dan terdegradasi menjadi komponen yang bersifat *non-toxic*. Dalam keadaan normal *bone scaffold* ini akan terkikis karena perendaman dan aliran cairan sumsum tulang dalam tubuh. Selain itu, implan harus memiliki sifat mekanis yang cocok dengan tulang serta tidak terjadi masalah selama periode penanganan dan aktivitas normal pasien. Desain ukuran porositas mempengaruhi pertumbuhan jaringan baru dimana ukuran porositas sebaiknya antara 300-400 micrometer [4]. Fitur lain yang diinginkan dari implan *bone scaffold* adalah memiliki sifat osteokonduktifitas yang baik dimana osteokonduktifitas merupakan kemampuan bahan untuk merangsang sel-sel *osteoblast* untuk melakukan mineralisasi tulang.

Sekarang material yang digunakan dibidang rekayasa jaringan tulang untuk implan *bone scaffold* antara lain keramik bioaktif, polimer alami atau sintetis, komposit polimer dan keramik [5,6,7]. Meskipun terdapat beberapa hasil yang positif, material ini 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 pengganti bantalan beban (*load-bearing*) [8,9]. Bahan logam meliputi titanium paduan, *stainless steel* dan *cobalt-chromium* berbasis paduan memainkan peranan penting untuk aplikasi fiksasi pada fraktur tulang. Namun, biomaterial saat ini memiliki potensi melepaskan ion beracun atau partikel dari proses keausan dan biodegradasi sehingga memungkinkan resiko peradangan lokal pada jaringan sekitar implan [10,11]. Selain itu, beberapa peneliti melaporkan bahwa plat tulang dapat menyebabkan osteoporosis disekitar jaringan tulang karena ketidakcocokan modulus elastisitas antara implan dan tulang sehingga menimbulkan *stress shielding* [12]. Selain itu, ketika bahan implan memiliki kasus klinis, operasi kedua yang seharusnya dilakukan dapat meningkatkan risiko pasien, dan kemungkinan harus dilakukan pergantian implan. Atas alasan ini, penggunaan implan logam *biodegradable* termasuk bahan yang berbasis magnesium telah diusulkan untuk implan yang mendukung pertumbuhan jaringan pada tulang serta sebagai bantalan beban (*load bearing*).

Magnesium adalah salah satu material yang banyak terkandung ditubuh manusia [13]. Berdasarkan fisik dan sifat mekanisnya, modulus elastisitas

magnesium lebih dekat kepada sifat tulang manusia dimana memiliki densitas rendah dan kekuatannya yang tinggi [14]. Magnesium juga merupakan zat keempat yang terdapat pada tubuh yang mendukung metabolisme manusia dan bebas racun (*non-toxic*) [15].

Magnesium dan paduannya dapat menawarkan banyak keuntungan sebagai biomaterial yang menjanjikan, sebagai contoh modulus elastisitas yang relatif rendah dan kekuatannya yang baik, densitas yang mendekati tulang manusia serta biokompatibilitas yang baik. Selain itu juga magnesium memiliki kemampuan biodegradasi dan *bioresorbability*. Percobaan yang telah dilakukan untuk *open porous magnesium scaffold* dengan metode *in vivo* dimana hasilnya memperlihatkan magnesium *scaffold* sangat menjanjikan untuk pengembangan implan terbaru dari operasi *musculoskeletal* [16,17,18].

Pengetahuan tentang sifat mekanik pada magnesium berpori seperti perilaku deformasi dibawah beban kompresi sangat penting dari sudut pandang penerapan bantalan beban pada biomaterial. Pegujian *in vitro* dilakukan oleh M.d Saad [19] dimana berhasil mengembangkan kondisi simulasi aliran seperti halnya sumsum tulang kanselus pada manusia sehingga memberikan efek aliran terhadap proses degradasi serta sifat mekanis pada implan *bone scaffold* 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 [19] menunjukkan bahwa sifat mekanis (kekuatan tekan, kekuatan luluh, dan modulus elastisitas) pada implan *bone scaffold* 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 [19].

Pengaruh strukturnya meliputi ukuran pori, porositas dan lain-lain terhadap sifat mekanis dari implan *bone scaffold* harus diselidiki secara sistematis. Namun, relatif rumit dan mahal untuk melaksanakan semua tes pada mesin. Saat ini dilaporkan bahwa simulasi dengan menggunakan *Finite Element Method* adalah salah satu teknik yang efektif untuk memprediksi sifat mekanik material tanpa merusak. Adapun penelitian yang sudah dilakukan oleh L.Tan [20] "*study*

on compression behavior of porous magnesium” dimana menganalisa sifat mekanis pada magnesium berpori sebelum terdegradasi dibawah beban kompresi dengan menggunakan *Finite Element Analysis* yang mengindikasikan bahwa analisis sifat mekanis dengan menggunakan *FEM* mendekati kondisi aktual [20]. Selain itu penelitian juga dilakukan oleh M.A. Sulong [21] “*a model of the mechanical degradation of foam replicated scaffolds*” dimana menganalisa degradasi sifat mekanis titania *foam replication* pada implan *bone scaffold* sebelum dan setelah degradasi dengan lama periode lebih dari 10 minggu dengan menggunakan *FEM* serta memprediksi perubahan geometri implan *bone scaffold* terhadap erosi permukaan. Dari hasil penelitian ini didapat sifat mekanisnya seperti modulus elastisitas, *yield strength* maupun *plateau stress* serta pengembangan persamaan *exponential decay function* untuk memprediksi sifat mekanis setelah terdegradasi.

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan akhir ini, pembuatan implan *bone scaffold* dengan menggunakan magnesium sebagai biomaterial sudah terbukti sebagai alternatif cara untuk cangkok tulang karena memiliki sifat biokompatibilitas, biodegradasi, *bioresorbability* dan juga sebagai bantalan beban (*load-bearing*). Tetapi dilihat dari penelitian sebelumnya, masih kurangnya peneliti mengkaji tentang pengaruh degradasi terhadap sifat mekanis magnesium berpori dengan menggunakan metode elemen hingga. Selain itu, penelitian yang sering dilakukan untuk menganalisa pengaruh degradasi terhadap sifat mekanis pada material magnesium berpori biasanya dengan kajian eksperimental. Dari latar belakang di atas, peneliti akan mengangkat pokok bahasan dimana menggunakan metode yang dilakukan oleh M.A Sulong [21] untuk menganalisa sifat mekanis magnesium berpori sebelum dan setelah terdegradasi dari penelitian yang telah dilakukan oleh Md.Saad [19].

1.2. Rumusan Masalah

Magnesium adalah material yang sangat cocok untuk aplikasi biomedik karena beratnya rendah, kekuatannya yang relatif tinggi, kekakuan yang identik dengan modulus elastisitas yang dekat dengan tulang kanselus, serta biokompatibilitas yang baik. Secara khusus, karena magnesium mempunyai sifat

biodegradasi yang cepat, maka hal ini menarik perhatian peneliti selama bertahun-tahun untuk menggunakan potensi yang ada pada material magnesium sebagai "*implan biodegradable*". Tetapi penggunaan magnesium dari segi fungsionalitas sebagai bantalan beban (*load bearing*) mengharuskan material memiliki kekuatan yang baik dan tidak hanya saja pada saat implan *bone scaffold* ditanamkan tetapi juga ketika pada saat terjadi proses degradasi pada periode waktu tertentu dimana ketika implan *bone scaffold* berkontak dengan sumsum tulang. Hal ini sangat penting menjaga kekuatan implan *bone scaffold* setidaknya sampai menyembuhkan tulang [22,23]. Inilah yang disebut *mechanical integrity*. Untuk alasan ini peneliti mengkaji tentang sifat mekanis magnesium berpori (modulus elastisitas, *yield strength* dan *plateau stress*) pada implan *bone scaffold* agar dapat mengevaluasi sifat mekanisnya berdasarkan waktu degradasi. Analisis sifat mekanis magnesium berpori pada implan *bone scaffold* dalam penelitian ini menggunakan metode elemen hingga. Selain itu studi morfologi dilakukan peneliti meliputi porositas serta *bone volume fraction* agar dapat menginvestigasi hubungan antara sifat mekanis implan dan morfologinya. Sebagai tambahan studi analisa kegagalan dilakukan agar dapat mengetahui tegangan maksimum serta *von mises* pada implan *bone scaffold* akibat beban fisiologi aktivitas manusia untuk memastikan implan aman digunakan dari segi konstruksinya.

1.3. Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Dalam penelitian ini tidak dilakukan eksperimen pengujian tekan pada sampel implan *bone scaffold* sehingga nilai sifat mekanis sampel sebagai data pembanding didapatkan berdasarkan penelitian Md. Saad [19].
2. Dalam penelitian ini dilakukan analisa dengan menggunakan FEM untuk menentukan sifat mekanis magnesium berpori pada implan *bone scaffold* dalam kondisi *uniaxial compressive*.
3. Material yang digunakan dalam penelitian ini yaitu magnesium yang diasumsikan homogen, isotropik dan elastis-plastis.
4. Dalam penelitian ini tidak menghitung *poisson ratio*, *ultimate compressive strength*, *energy absorbsion*, serta *Hardness*.

5. Dalam penelitian ini terdapat 3 variasi porositas (30%, 41%, 55%) model implan *bone scaffold* dengan ukuran 5x5x3 mm yang akan dianalisa sifat mekanisnya berdasarkan perbedaan waktu degradasi meliputi 24, 48 dan 72 jam.
6. Dalam penelitian ini menghitung sifat mekanis meliputi modulus elastisitas, *yield strength* serta *plateau stress* berdasarkan 3 variasi porositas model implan *bone scaffold* sebelum dan setelah degradasi.
7. Dalam penelitian ini tidak menghitung laju degradasi pada implan *bone scaffold*.
8. *Bone Scaffold* setelah terdegradasi dilakukan scanning dengan menggunakan *Micro CT scan*.
9. Dalam penelitian ini tidak menganalisis tentang karakteristik proses degradasi pada implan *bone scaffold*.
10. Pembuatan model geometri *scaffold* sebelum terdegradasi dengan menggunakan perangkat lunak *Solidworks*.
11. Model implan *bone scaffold* setelah degradasi dilakukan *rekonstruksi* dengan menggunakan perangkat lunak *MIMICS*.
12. Proses meshing pada 12 model menggunakan perangkat lunak *Sharc Harpoon*.
13. Simulasi sifat mekanis pada 12 model menggunakan perangkat lunak *MSC Marc Mentat* yang terintegrasi dengan bahasa pemrograman *Fortran*.
14. Pembebanan yang diberikan pada implan *bone scaffold* meliputi beban *displacement* maksimum sebesar 1,5 mm.
15. Studi morfologi pada 12 model menggunakan perangkat lunak *ImageJ*.
16. Dalam penelitian ini mengkaji tentang analisa kegagalan pada implan *bone scaffold* akibat pembebanan untuk masing-masing sampel sebelum terdegradasi.

1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisis sifat mekanis material magnesium berpori dengan menggunakan FEM meliputi modulus elastisitas, *yield strength* dan *plateau stress* pada implan *bone scaffold* sebelum dan sesudah degradasi.
2. Memvalidasi sifat mekanis material magnesium berpori dengan menggunakan FEM dengan hasil eksperimental meliputi modulus elastisitas dan *yield strength* pada implan perancah tulang sebelum dan sesudah degradasi.
3. Menganalisis morfologi implan *bone scaffold* sebelum dan sesudah terdegradasi serta hubungannya terhadap sifat mekanis.
4. Mengkaji analisa kegagalan pada implan *bone scaffold* dengan mencari tegangan maksimum akibat beban fisiologi manusia.

1.5. Manfaat Penelitian

Manfaat penelitian pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Bentuk kontribusi untuk perkembangan ilmu *biomechanical* di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya.
2. Mampu memberikan pengetahuan secara umum dan mendasar tentang pengujian sifat mekanis tanpa merusak dengan menggunakan *finite element analysis*.
3. Penelitian tentang analisis sifat mekanis pada material magnesium berpori mempunyai manfaat untuk mengetahui variasi geometri model yang terbaik terhadap sifat mekanisnya yang mendekati tulang karsinoma untuk pengaplikasian implan *bone scaffold*.
4. Untuk dapat dijadikan sebagai acuan bagi penelitian berikutnya untuk pengembangan model magnesium berpori pada *bone scaffold* dengan metode *invivo*.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] F. J. O'Brien, "Biomaterials & scaffolds for tissue engineering," *Mater. Today*, vol. 14, no. 3, pp. 88–95, 2011.
- [2] P. Osdooby, "Tissue Engineering and Regenerative Medicine," *Regen. Med. Cell Based Ther. Tissue Eng.*, vol. 7, no. 1, 2016.
- [3] Q. Z. Chen, I. D. Thompson, and A. R. Boccaccini, "45S5 Bioglass??-derived glass-ceramic scaffolds for bone tissue engineering," *Biomaterials*, vol. 27, no. 11, pp. 2414–2425, 2006.
- [4] J. Biochem, "Pore Size of Porous Hydroxyapatite as the Controls," vol. 324, pp. 317–324, 1997.
- [5] J. Berger, M. Reist, J. M. Mayer, O. Felt, N. A. Peppas, and R. Gurny, "Structure and interactions in covalently and ionically crosslinked chitosan hydrogels for biomedical applications," vol. 57, pp. 19–34, 2004.
- [6] H. Kim, J. C. Knowles, and H. Kim, "Hydroxyapatite / poly (ϵ - caprolactone) composite coatings on hydroxyapatite porous bone scaffold for drug delivery," vol. 25, pp. 1279–1287, 2004.
- [7] R. A. Sousa, L. F. Boesel, N. M. Neves, and R. L. Reis, "Bioinert , biodegradable and injectable polymeric matrix composites for hard tissue replacement : state of the art and recent developments," vol. 64, pp. 789–817, 2004.
- [8] D. W. Hutmacher, "Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage," vol. 21, pp. 2529–2543, 2000.
- [9] M. J. Yaszemski, R. G. Payne, W. C. Hayes, R. Langer, and A. G. Mikos, "Evolution of bone transplantation: Molecular, cellular and tissue strategies to engineer human bone," *Biomaterials*, vol. 17, no. 2, pp. 175–185, 1996.
- [10] J. Cohen, "Current concepts review. Corrosion of metal orthopaedic implants.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 80, no. 10, p. 1554, 1998.
- [11] C. Lhotka, T. Szekeres, I. Steffan, K. Zhuber, and K. Zweymüller, "Four-year study of cobalt and chromium blood levels in patients managed with two different metal-on-metal total hip replacements," *J. Orthop. Res.*, vol. 21, no. 2, pp. 189–195, 2003.
- [12] X. Ye, M. Chen, M. Yang, J. Wei, and D. Liu, "In vitro corrosion resistance and cytocompatibility of nano-hydroxyapatite reinforced Mg-Zn-Zr composites," *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 21, no. 4, pp. 1321–1328, 2010.
- [13] D. T. C. James M. Anderson, Analiz Rodriguez, "FOREIGN BODY

REACTION TO BIOMATERIALS," *Immunology*, vol. 144, no. 5, pp. 724–732, 2008.

- [14] M. P. Staiger, A. M. Pietak, J. Huadmai, and G. Dias, "Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review," *Biomaterials*, vol. 27, no. 9, pp. 1728–1734, 2006.
- [15] M. J. Arnaud, "Update on the assessment of magnesium status.," *Br. J. Nutr.*, vol. 99 Suppl 3, no. S3, pp. S24–36, 2008.
- [16] F. Witte, H. Ulrich, C. Palm, and E. Willbold, "Biodegradable magnesium scaffolds : Part II : Peri-implant bone remodeling," 2007.
- [17] F. Witte, H. Ulrich, M. Rudert, and E. Willbold, "Biodegradable magnesium scaffolds : Part I : Appropriate inflammatory response," 2007.
- [18] D. Bormann and M. Rudert, "Cartilage repair on magnesium scaffolds used as a subchondral bone replacement," no. 6, 2006.
- [19] A. P. Md. Saad *et al.*, "Dynamic degradation of porous magnesium under a simulated environment of human cancellous bone," *Corros. Sci.*, pp. 1–12, 2016.
- [20] L. Tan, M. Gong, F. Zheng, and B. Zhang, "Study on compression behavior of porous magnesium used as bone tissue engineering scaffolds," vol. 15016, 2009.
- [21] M. A. Sulong, I. V. Belova, A. R. Boccaccini, G. E. Murch, and T. Fiedler, "A model of the mechanical degradation of foam replicated scaffolds," *J. Mater. Sci.*, vol. 51, no. 8, pp. 3824–3835, 2016.
- [22] E. Pellicer *et al.*, "On the biodegradability, mechanical behavior, and cytocompatibility of amorphous Mg₇₂Zn₂₃Ca₅ and crystalline Mg₇₀Zn₂₃Ca₅Pd₂ alloys as temporary implant materials," *J. Biomed. Mater. Res. - Part A*, vol. 101 A, no. 2, pp. 502–517, 2013.
- [23] S. González, E. Pellicer, S. Suriñach, M. D. Baró, and J. Sort, "Biodegradation and Mechanical Integrity of Magnesium and Magnesium Alloys Suitable for Implants," 2013.
- [24] Gibson, L. J., and Ashby, M. F. 1997. *Cellular solids: structure and properties*. Cambridge university press.
- [25] Wang M (2004) Biomaterials and tissue engineering. In: Shi DL (ed) Biological and medical physics, biomedical engineering, Springer, Heidelberg, 11, p 246
- [26] Fung YC (1993) Biomechanics : mechanical properties of living tissues. Springer, New York
- [27] Hedges, R.E.M, and G.J. van Klinken, 1992. A review of current approaches in the pretreatment of bone for radiocarbon dating by AMS. In

Long, A., and R.S. Kra (eds), Proceedings of the 14th International 14C Conference. Radiocarbon, 34(3):279-291

- [28] Waterlow, J.C., P.J. Garlick, and D.J. Millward, 1978. Protein Turnover in Mammalian Tissues and in the Whole Body. North-Holland Publishing Company, Amsterdam
- [29] Woodhead-Galloway, J., 1980. Collagen: The Anatomy of a Protein. London: E. Arnold.
- [30] Smith, E.L., R.L. Hill, I.R. Lehman, R.J. Lefkowitz, P. Handler, and A. White, 1983. Principles of Biochemistry: Mammalian Biochemistry. Seventh edition. New York: McGraw-Hill Book Company.
- [31] Gibson LJ, Ashby MF (1997) Cellular solids: structure and properties. Cambridge University Press, New York
- [32] D. B. Burr, R. B. Martin, 1989 Errors in bone remodeling: toward a unified theory of metabolic bone disease. American Journal of Anatomy, 186 186-216
- [33] K. . Choi, J. L. . Kuhn, M. J. Ciarelli, S. A. Goldstein, 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
- [34] J. Y. . Rho, L. K. Spearing, P. Zioupos, 1998 Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. Medical Engineering and Physics, 20 92-102
- [35] M. A. . Parente, M. Geil, M. B., 2006 In the future: prosthetic advances and challenges, In: Prosthetics and patient management : a comprehensive clinical approach, Carroll, K. and Edelstein, J., (Ed.), 215 232 , SLACK Incorporated, Thorofare, NJ
- [36] J. Currey, 1998 Cortical bone, In: Handbook of Biomaterial Properties, Black, J. and Hastings, G., (Ed.), 3 14 , Chapman and Hall, London
- [37] ASHBY, M. F., EVANS, A., FLECK, N. A., GIBSON, L. J., HUTCHINSON, J. W. & WADLEY, H. N. G. 2000. Metal foams : A design guide, Butterworth-Heinemann: Burlingto
- [38] A. S. Hoffman, 2004 Classes of Materials used in medicine: Introduction, In: Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F. and Lemons, J.E., (Ed.), 67, Elsevier Academic Press
<http://training.seer.cancer.gov/anatomy/skeletal/tissue.html>. Epidemiology and End Results (SEER) Program. from SEER Training Modulus, National Cancer Institute.
- [39] J. Breme, V. Biehl, 1998a Metallic Biomaterials, In: Handbook of Biomaterial Properties, Black, J. and Hastings, G., (Ed.), 135 144 ,

Chapman and Hall, London

- [40] N. J. . Hallab, J. J. Jacobs, J. L. Katz, 2004 Application of Materials in Medicine, Biology, and Artificial Organs: Orthopedic Applications, In: Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F. and Lemons, J.E., (Ed.), 526 555 , Elsevier Academic Press
- [41] H. J. Breme, J. A. Helsen, 1998b Selection of Materials, In: Metals as Biomaterials, Breme, H.J. and Helsen, J.A., (Ed.), 1 35 , John Wiley & Sons, Chichester
- [42] J. Breme, V. Biehl, 1998a Metallic Biomaterials, In: Handbook of Biomaterial Properties, Black, J. and Hastings, G., (Ed.), 135 144 , Chapman and Hall, London
- [43] Chen Y, Mak AFT, Wang M, Li J, Wong MS (2006) PLLA scaffolds with biomimetic apatite coating and biomimetic apatite/collagen composite coating to enhance osteoblast-like cells attachment and activity. *Surf Coat Tech* 201(3-4):575-580
- [44] S. v. Gaalen, M. Kruyt, G. Meijer, A. Mistry, A. Mikos, J. v. d. Beucken, et al., "Chapter 19 - Tissue engineering of bone," in *Tissue Engineering*, C. v. Blitterswijk, P. Thomsen, A. Lindahl, J. Hubbell, D. F. Williams, R. Cancedda, et al., Eds., ed Burlington: Academic Press, 2008, pp. 559-610
- [45] S. J. Hollister, "Porous scaffold design for tissue engineering," *Nature Materials*, vol. 4, pp. 518- 24, 07/ 2005
- [46] C. Y. Lin, N. Kikuchi, and S. J. Hollister, "A novel method for biomaterial scaffold internal architecture design to match bone elastic properties with desired porosity," *J Biomech*, vol. 37, pp. 623-36, May 2004
- [47] M. A. Woodruff, C. Lange, J. Reichert, A. Berner, F. Chen, P. Fratzl, et al., "Bone tissue engineering: From bench to bedside," *Materials Today*, vol. 15, pp. 430-435, 2012
- [48] E. M. K. Abad, S. A. Khanoki, and D. Pasini, "Shape design of periodic cellular materials under cyclic loading," in *ASME 2011 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference, IDETC/CIE 2011*, August 28, 2011 - August 31, 2011, Washington, DC, United states, 2011, pp. 945-954
- [49] S. J. Hollister, R. D. Maddox, and J. M. Taboas, "Optimal design and fabrication of scaffolds tomimic tissue properties and satisfy biological constraints," *Biomaterials*, vol. 23, pp. 4095-103, Oct 2002
- [50] S. J. Hollister and W. L. Murphy, "Scaffold translation: Barriers between concept and clinic," *Tissue Engineering - Part B: Reviews*, vol. 17, pp. 459-474, 2011

- [51] Y. Chen, M. Schellekens, S. Zhou, J. Cadman, W. Li, R. Appleyard, *et al.*, "Design optimization of scaffold microstructures using wall shear stress criterion towards regulated flow-induced erosion," *J Biomech Eng*, vol. 133, p. 081008, Aug 2011
- [52] S. v. Gaalen, M. Kruijt, G. Meijer, A. Mistry, A. Mikos, J. v. d. Beucken, *et al.*, "Chapter 19 - Tissue engineering of bone," in *Tissue Engineering*, C. v. Blitterswijk, P. Thomsen, A. Lindahl, J. Hubbell, D. F. Williams, R. Cancedda, *et al.*, Eds., ed Burlington: Academic Press, 2008, pp. 559-610
- [53] S. J. Hollister, "Scaffold design and manufacturing: From concept to clinic," *Advanced Materials*, vol. 21, pp. 3330-3342, 2009.
- [54] E. A. Sander and E. A. Nauman, "Permeability of musculoskeletal tissues and scaffolding materials: experimental results and theoretical predictions," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 31, pp. 1-26, / 2003
- [55] J. Knychala, N. Bouropoulos, C. J. Catt, O. L. Katsamenis, C. P. Please, and B. G. Sengers, "Pore geometry regulates early stage human bone marrow cell tissue formation and organisation," *Ann Biomed Eng*, vol. 41, pp. 917-30, May 2013
- [56] M. Rumpler and others, 'The Effect of Geometry on Three-Dimensional Tissue Growth', *Journal of The Royal Society Interface*, 5.27 (2008), 1173-80
- [57] J. Knychala, N. Bouropoulos, C. J. Catt, O. L. Katsamenis, C. P. Please, and B. G. Sengers, "Pore geometry regulates early stage human bone marrow cell tissue formation and organisation," *Ann Biomed Eng*, vol. 41, pp. 917-30, May 2013
- [58] M. M. Dewidar, J. K. Lim, 2008 Properties of solid core and porous surface Ti-6Al-4V implants manufactured by powder metallurgy. *Journal of Alloys and Compounds*, 454 442-446
- [59] G. . Ryan, A. Pandit, D. P. Apatsidis, 2006 Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*, 27 2651-2670
- [60] M. . Gutierrez, M. A. . Lopes, Hussain. N. . Sooraj, A. F. . Lemos, J. M. F. . Ferreira, A. Afonso, *et al.* 2008 Bone ingrowth in macroporous bonelike for orthopaedic applications. *Acta Biomaterialia*, 4 370-377
- [61] J. Banhart, J. Baumeister, 1998a Deformation characteristics of metal foams. *Journal of Materials Science*, 33 1431-1440
- [62] M. Niinomi, "Recent metallic materials for biomedical applications," *Metall. Mater. Trans. A*, vol. 33, no. 3, pp. 477-486, 2002.
- [63] D. A. Puleo and W. W. Huh, "Acute toxicity of metal ions in cultures of osteogenic cells derived from bone marrow stromal cells.," *J. Appl. Biomater.*, vol. 6, no. 2, pp. 109-116, 1995.

- [64] J. Cohen, "Current concepts review. Corrosion of metal orthopaedic implants.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 80, no. 10, p. 1554, 1998.
- [65] C. Lhotka, T. Szekeres, I. Steffan, K. Zhuber, and K. Zweymüller, "Four-year study of cobalt and chromium blood levels in patients managed with two different metal-on-metal total hip replacements," *J. Orthop. Res.*, vol. 21, no. 2, pp. 189–195, 2003.
- [66] J. J. Jacobs et al., "Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty. A prospective, controlled, longitudinal study.," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 80, no. 10, pp. 1447–1458, 1998.
- [67] D. Granchi et al., "Cytokine release in mononuclear cells of patients with Co-Cr hip prosthesis.," *Biomaterials*, vol. 20, no. 12, pp. 1079–1086, 1999.
- [68] Y. Niki et al., "Metal ions induce bone-resorbing cytokine production through the redox pathway in synoviocytes and bone marrow macrophages," *Biomaterials*, vol. 24, no. 8, pp. 1447–1457, 2003.
- [69] J. Y. Wang, B. H. Wicklund, R. B. Gustilo, and D. T. Tsukayama, "Titanium, chromium and cobalt ions modulate the release of bone-associated cytokines by human monocytes/macrophages in vitro," *Biomaterials*, vol. 17, no. 23, pp. 2233–2240, 1996.
- [70] M. J. Allen, B. J. Myer, P. J. Millett, and N. Rushton, "Effect of particulate cobalt, chromium and cobalt-chromium alloy on human osteoblast-like cells in vitro.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 79-B, no. 3, pp. 475–487, 1997.
- [71] M. L. Wang et al., "Titanium particles suppress expression of osteoblastic phenotype in human mesenchymal stem cells," *J. Orthop. Res.*, vol. 20, no. 6, pp. 1175–1184, 2002.
- [72] J. Nagels, M. Stokdijk, and P. M. Rozing, "Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty," *J. Shoulder Elb. Surg.*, vol. 12, no. 1, pp. 35–39, 2003.
- [73] J. B. Park and J. D. Bronzino, *Biomaterials principles and application*. Boca Raton: CRC PRESS, 2003.
- [74] J. Melorose, R. Perroy, and S. Careas, "DeGarmo's Materials and Process in manufacturing," *Statew. Agric. L. Use Baseline 2015*, 2008.
- [75] T. Okuma, "Magnesium and bone strength," *Nutrition*, vol. 17, no. 7–8, pp. 679–680, 2001.
- [76] J. Vormann, "Magnesium: Nutrition and metabolism," *Mol. Aspects Med.*, vol. 24, no. 1–3, pp. 27–37, 2003.
- [77] M. E. Maguire and J. A. Cowan, "Magnesium chemistry and biochemistry [Review]," *BioMetals*, vol. 15, no. 3, pp. 203–210, 2002.

- [78] P. A. Revell, E. Damien, X. S. Zhang, P. Evans, and C. R. Howlett, "The effect of magnesium ions on bone bonding to hydroxyapatite coating on titanium alloy implants," *Bioceram.* Vol 16, vol. 254–2, pp. 447–450, 2004.
- [79] H. Zreiqat et al., "Mechanisms of magnesium-stimulated adhesion of osteoblastic cells to commonly used orthopaedic implants," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 62, no. 2, pp. 175–184, 2002.
- [80] F. Witte et al., "In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response," *Biomaterials*, vol. 26, no. 17, pp. 3557–3563, 2005.
- [81] Wilson C Hayes, "Mechanical Properties of Cortical and Trabecular Bone," Chapter 10 pp.285-301, 1993
- [82] D. Lacroix, J. A. Planell, and P. J. Prendergast, "Computer-aided design and finite-element modelling of biomaterial scaffolds for bone tissue engineering," *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 367, no. 1895, pp. 1993–2009, 2009.
- [83] S. V. N. Jaecques et al., "Individualised, micro CT-based finite element modelling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone," *Biomaterials*, vol. 25, no. 9, pp. 1683–1696, 2004.
- [84] G. H. van Lenthe, H. Hagenmüller, M. Bohner, S. J. Hollister, L. Meinel, and R. Müller, "Nondestructive micro-computed tomography for biological imaging and quantification of scaffold-bone interaction in vivo," *Biomaterials*, vol. 28, no. 15, pp. 2479–2490, 2007.
- [85] D. Lacroix, A. Chateau, M. P. Ginebra, and J. A. Planell, "Micro-finite element models of bone tissue-engineering scaffolds," *Biomaterials*, vol. 27, no. 30, pp. 5326–5334, 2006.
- [86] L. J. Gibson, "Biomechanics of cellular solids," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 3, pp. 377–399, 2005.
- [87] https://itg.beckman.illinois.edu/microscopy_suite/equipment/skyscan_micro_ct/
- [88] I. Standard, "ISO 13314 Mechanical testing of metals, ductility testing, compression test for porous and cellular metals," *Ref. number ISO*, vol. 13314, no. 13314, pp. 1–7, 2011.
- [89] Frank Czerwinski, *Magnesium Injection Molding*. Bolton, Ontario Canada: Springer US, 2008.
- [90] M. P. Staiger, A. M. Pietak, J. Huadmai, and G. Dias, "Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review," *Biomaterials*, vol. 27, no. 9, pp. 1728–1734, 2006.
- [91] Materialise®, "Mimics® Materialise®," *Mimics® Student Ed. Course B*, p. 83, 2015.

- [92] C. Veyhl, I. V. Belova, G. E. Murch, A. Öchsner, and T. Fiedler, "On the mesh dependence of non-linear mechanical finite element analysis," *Finite Elem. Anal. Des.*, vol. 46, no. 5, pp. 371–378, 2010.
- [93] C. T. Rubin and L. E. Lanyon, "Regulation of bone formation by applied dynamic loads," *J. Bone Joint Surg Am*, vol. 66, no. 3, pp. 397–402, 1984.
- [94] W. R. Thompson, C. T. Rubin, and J. Rubin, "Mechanical regulation of signaling pathways in bone," *Gene*, vol. 503, no. 2, pp. 179–193, 2012.
- [95] G. J. Creus and A. Öchsner, "Finite Element Simulation of Compression Tests on Cellular Metals," 2008.
- [96] D. Lacroix, J. A. Planell, and P. J. Prendergast, "Computer-aided design and finite-element modelling of biomaterial scaffolds for bone tissue engineering," *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 367, no. 1895, pp. 1993–2009, 2009.