

SKRIPSI

**ANALISIS PENGARUH KARAKTERISTIK ALIRAN
FLUIDA TERHADAP BIODEGRADASI PADA
IMPLAN BONE SCAFFOLD**



FAISYAL AMININ
03121005023

**JURUSAN TEKNIK MEKANIKA
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK**

2017

612.7
Fa
a
n
7

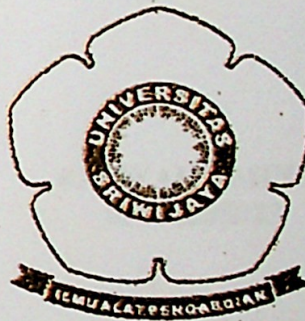
17064575



SKRIPSI

**ANALISIS PENGARUH KARAKTERISTIK ALIRAN
FLUIDA TERHADAP BIODEGRADASI PADA
IMPLAN *BONE SCAFFOLD***

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



FAISYAL AMININ
03121005023

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

HALAMAN PENGESAHAN

ANALISIS PENGARUH KARAKTERISTIK ALIRAN FLUIDA TERHADAP BIODEGRADASI PADA *BONE SCAFFOLD*

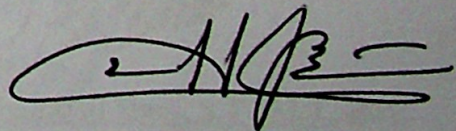
SKRIPSI

Oleh:

FAISYAL AMININ
03121005023

Palembang, Maret 2017

Diperiksa dan disetujui oleh,
Dosen Pembimbing



Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 195802011984031002

Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Mesin



Genardi Hadi, S.T, M.T
NIP. 196902131995031001

UNIVERSITAS SRIWIJAYA
FAKULTAS TEKNIK
JURUSAN TEKNIK MESIN

Agenda : 017/TM/AK/2017
Diterima Tgl. : 27/3-2017
Paraf : *Vgp.*

SKRIPSI

Nama : FAISYAL AMININ
NIM : 03121005023
Jurusan : TEKNIK MESIN
Bidang Studi : KONSTRUKSI MESIN
Judul Skripsi : ANALISIS PENGARUH KARAKTERISTIK ALIRAN
FLUIDA TERHADAP BIODEGRADASI PADA
IMPLAN *BONE SCAFFOLD*
Diberikan : 21 OKTOBER 2016
Selesai : 28 FEBRUARI 2017

Indralaya, Maret 2017
Ketua Jurusan Teknik Mesin

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

HALAMAN PERSETUJUAN

Karya tulis ilmiah berupa Skripsi ini dengan judul “Analisis Pengaruh Karakteristik Aliran Fluida terhadap Biodegradasi 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

(.....)
(.....)
(.....)

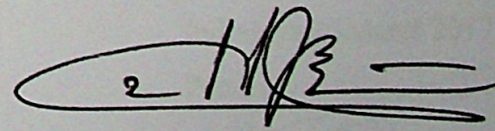
Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Mesin


Qomariul Hadi, S.T, M.T.
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 : Faisyal Aminin
NIM : 03121005023
Judul : Analisis Pengaruh Karakteristik Aliran Fluida Terhadap Biodegradasi 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.

Inderalaya, 23 Maret 2017

Penulis,

Faisyal Aminin

NIM. 03121005023

HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Faisyal Aminin
NIM : 03121005023
Judul : Analisis Pengaruh Karakteristik Aliran Fluida terhadap Biodegradasi 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, 22 Maret 2017



Faisyal Aminin
NIM. 03121005023

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis ucapkan kehadiran Tuhan Yang Maha Esa yang telah melimpahkan segala rahmat, karunia, dan anugrah-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, Ayah Ir. Nofiar Rachman, M.M. , Ibu Ir. Maswarni Hasibuan, M.M. , Kakak Fauziah Safitri, S.E. dan Adik Indah Rachel yang tidak pernah lelah memberi dukungan baik moril maupun materil dan motivasi kepada penulis serta doa-doa sepertiga malam yang mereka panjatkan
1. Bapak Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri selaku Dosen Pembimbing yang dengan ikhlas dan tulus telah membimbing, mengarahkan, mendidik, dan memotivasi penulis dari awal hingga selesainya skripsi ini.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. Seluruh Dosen Pengajar di Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya yang telah memberikan ilmu dan pengarahan selama proses perkuliahan.
6. Teman satu tim dalam penelitian yaitu Akbar Teguh Prakoso, Vincent, dan Renaldi Dwi Nugraha serta teman dalam satu bimbingan yaitu Gunawan Trisulo, Fanfani Rusydi, dan Dio Purba.

7. Teman-teman diskusi dalam kegiatan perkuliahan penulis yang tidak dapat dituliskan namanya satu persatu.
8. Afiqah Balqis, yang selalu memberikan semangat dan doa kepada penulis, serta selalu menemani dikala senang maupun susah.
9. Keluarga besar Griya Solidarity, Bembi Aris Munandar, Wahyu Santoso (Ayah) , Ezief Muhammad Fahmi, Vicky Rizky Ananda (Kuncir) , Raka Pradifta (Dak-dak), Yasir Bahri, Akmal Zuhri, Seftyan Andrianto (Oncom), Akbar Andika, Anhari, Devry Dwinanda, Pulo Rudi Valentino Samosir, Evan Manullang, Jusran Abdi, Yope Korintus, Redo Tosilan dan Sahidah Grozny (Oneng), terimakasih atas kegilaan yang kalian ajarkan kepada penulis selama masa kuliah.
10. Seluruh Keluarga besar Mahasiswa Teknik Mesin Universitas Sriwijaya terutama teman-teman seperjuangan angkatan 2012.
11. Semua pihak yang telah memberikan dukungan dan dorongan yang tidak dapat dituliskan namanya satu persatu.

Dalam penulisan skripsi ini, mungkin terdapat kekurangan, oleh karena itu kritik dan saran serta masukan yang bersifat membangun sangat penulis harapkan untuk membantu dalam perbaikan. Penulis mengharapkan semoga skripsi dengan judul “Analisis Karakteristik Aliran Fluida terhadap Biodegradasi pada Implan *Bone Scaffold*” dapat berguna dan memberikan manfaat untuk kemajuan ilmu pengetahuan dan teknologi serta menjadi referensi bagi yang akan mengkaji dimasa yang akan datang.

Palembang, Februari 2017

Penulis

Faisyal Aminin
NIM. 03121005023

RINGKASAN

JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA

Karya Tulis Ilmiah berupa Skripsi, 14 Februari 2017

Faisyal Aminin; dibimbing oleh Prof. Dr. Ir. Hasan Basri

ANALISIS PENGARUH KARAKTERISTIK ALIRAN FLUIDA TERHADAP
BIODEGRADASI PADA *BONE SCAFFOLD*

xiv + 94 halaman, 57 tabel, 61 gambar, 2 lampiran

RINGKASAN

Jaringan tulang buatan telah digunakan selama beberapa dekade dan masih berlanjut perkembangannya untuk penyembuhan masalah tulang. Tercatat bahwa pertama kali digunakannya jaringan tulang buatan oleh van meekeren pada tahun 1892, yang digunakan untuk mengobati kerusakan tulang dengan berbahan kalsium sulfat. jaringan buatan yang umum digunakan untuk penyembuhan masalah tulang adalah *bone scaffold* berbahan magnesium. Salah satu karakteristik fluida yang penting yang mempengaruhi degradasi *bone scaffold* adalah tegangan geser. Kerusakan pada tulang kanvas mengakibatkan rusaknya seluruh jaringan pada tulang dikarenakan tulang tidak ternutrisi dengan baik. Sehingga karakteristik aliran fluida perlu dikaji lebih lanjut untuk mengetahui secara aktual pengaruhnya terhadap degradasi *bone scaffold*. Tegangan geser adalah hasil dari aliran fluida melewati dinding *bone scaffold*. Beberapa karakteristik fluida yang paling mempengaruhi tegangan geser yaitu laju aliran, dan viskositas. Pada penelitian ini memfokuskan pengaruh laju aliran fluida pada *bone scaffold* sebelum dan sesudah terdegradasi terhadap karakteristik aliran fluida berdasarkan eksperimental *dynamic immersion test* menggunakan *computational fluid dynamic* (CFD) serta pengaruhnya terhadap degradasi serta pengaruhnya jika diberikan *displacement* menggunakan *fluid structure interaction* (FSI). Hasil yang didapat pada penelitian ini yaitu hubungan yang kuat laju aliran terhadap tegangan geser yang mengindikasikan laju degradasi yang lebih besar juga. Pengaplikasian *displacement* tidak memberikan pengaruh yang signifikan terhadap karakteristik fluida dan laju degradasi serta salah satu sifat *bone scaffold* yaitu permabilitas tidak menunjukkan korelasi yang kuat terhadap laju degradasi pada *bone scaffold*.

Kata kunci: Jaringan tulang buatan, laju degradasi, karakteristik aliran fluida, regangan, *fluid-structure interaction*, *computational fluid dynamic*

SUMMARY

**DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
SRIWIJAYA UNIVERSITY**

Scientific Paper in the form of Skripsi, february 14th, 2017

Faisyal Aminin ; supervised by Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri

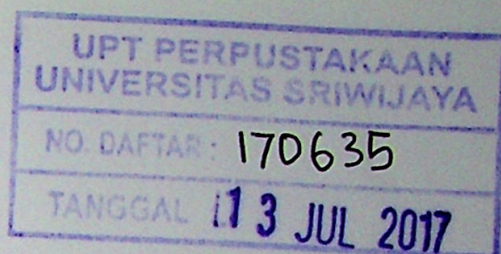
STUDY OF FLUID CHARACTERISTIC TO BIODEGRADATION OF BONE SCAFFOLD

xiv + 94 pages, 57 tables, 61 pictures, 2 attachments

SUMMARY

Artificial bone tissue has been used for decades and still continues its development for the healing of bone problems. Noted that the first use of artificial bone tissue by van meekeran in 1892, which is used to treat bone damage with calcium sulfate material. One artificial tissue that is commonly used for healing bone problem bone scaffold is made from magnesium. One of the important characteristics of the fluid Yag affect bone scaffold degradation is shear stress. Cancellous bone has an important role in bone structure, resulting in damage to the cancellous bone damage to the entire network due to bone ternutrisi well. So that the fluid flow characteristics need to be studied further to determine the actual effect on the degradation of bone scaffold. The shear stress is the result of fluid flow passing through the walls of bone scaffold. Some of the characteristics that most affect fluid shear stress that the flow rate and viscosity. This research focuses on the influence of fluid flow rate to the bone scaffold before and after degradation of the characteristics of the fluid flow based on experimental dynamic immersion test using computational fluid dynamic (CFD) and its influence on the degradation and its effects if given displacement using fluid structure interaction (FSI). The results obtained in this study is a strong relationship to the rate of flow shear stress which indicates the rate of degradation is greater as well. Application of displacement did not have a significant influence on the characteristics of the fluid and the rate of degradation as well as one of the properties of bone scaffold that is permability not show a strong correlation to the rate of degradation of the bone scaffold.

Keywords: *Artificial bone tissue, the rate of degradation, the characteristics of fluid flow, strain, fluid-structure interaction, computational fluid dynamic*



DAFTAR ISI

Halaman Judul	i
Halaman Pengesahan	ii
Halaman Persetujuan	iii
Halaman Pernyataan	iv
Kata Pengantar	v
Ringkasan	vi
<i>Summary</i>	vii
Daftar Isi	xi
Daftar Gambar	xiv
 BAB 1 PENDAHULUAN	 1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Tujuan Penelitian	5
1.5 Manfaat Penelitian	5
 BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	 6
2.1 Struktur Tulang	6
2.2 Tulang Kortikal	7
2.3 Tulang Kancellus	7
2.4 <i>Bone Scaffold</i> Untuk Penyembuhan Tulang	8
2.4.1 Material <i>Bone Scaffold</i>	11
2.4.2 Ukuran Pori dan Porositas	12
2.4.3 Tegangan Geser terhadap <i>Bone Scaffold</i>	13
2.4.4 Pengujian <i>Bone Scaffold</i> dengan Metode <i>Dynamic</i>	

<i>Immersion Test</i>	14
2.5 <i>Computational Fluida Dynamic</i>	16
2.6 <i>Fluid Structure Interaction</i>	18
2.7 Referensi Penelitian.....	20
 BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN.....	 23
3.1 Pendahuluan.....	23
3.2 Pengumpulan Data.....	25
3.2.1 Dimensi <i>Bone Scaffold</i>	25
3.2.2 Sifat Material.....	25
3.2.3 <i>Chamber</i> Pengujian.....	26
3.2.4 Fluida Pengujian.....	26
3.2.5 Profil Pembebanan.....	27
3.3 Pemodelan.....	28
3.3.1 Pemodelan 3D <i>Bone Scaffold</i> sebelum Terdegradasi.....	28
3.3.2 Pemodelan 3D <i>Bone Scaffold</i> setelah Terdegradasi.....	29
3.3.3 Pemodelan 3D Model Fluida.....	32
3.4 Penggabungan 3D Model CFD dan FSI.....	33
3.5 Input material pada simulasi.....	34
3.5.1 Domain Matrial Fluida.....	34
3.5.2 Domain Material Solid.....	35
3.6 Kondisi Batas.....	37
3.6.1 Kondisi Batas <i>Bone Scaffold</i> Menggunakan <i>CFD</i>	37
3.6.2 Kondisi Baas <i>Bone Scaffold</i> Menggunakan <i>FSI</i>	39
3.7 <i>Meshing</i> dan <i>Solver Model</i>	43
3.7.1 Studi Konvergen <i>Meshing</i> untuk Simulasi dengan <i>CFD</i> Sebelum Terdegradasi.....	44
3.7.2 Studi Konvergen <i>Meshing</i> untuk Simulasi dengan <i>CFD</i> Setelah Terdegradasi.....	45

3.7.3	Studi Konvergen <i>Meshing</i> untuk Simulasi dengan FSI Sebelum Terdegradasi.....	47
3.7.4	Studi Konvergen <i>Meshing</i> untuk Simulasi dengan FSI Setelah Terdegradasi.....	48
3.7.5	<i>Solver Model</i>	49
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....		50
4.1	Hasil Simulasi Menggunakan CFD.....	50
4.1.1	Kecepatan Aliran Fluida pada <i>Bone Scaffold</i>	51
4.1.2	Tegangan Geser pada <i>Bone Scaffold</i>	55
4.1.3	Tekanan pada <i>Bone Scaffold</i> menggunakan CFD.....	61
4.2	Hasil Simulasi Menggunakan FSI.....	66
4.2.1	Kecepatan Aliran Fluida pada <i>Bone Scaffold</i>	66
4.2.2	Tegangan Geser pada <i>Bone Scaffold</i> FSI.....	71
4.2.3	Tekanan pada <i>Bone Scaffold</i> FSI.....	76
4.3	Permeabilitas <i>Bone Scaffold</i>	81
4.3.1	Permeabilitas <i>Bone Scaffold</i> sebelum Terdegradasi.....	81
4.4	Porositas <i>Bone Scaffold</i>	88
4.5	Analisis Laju Degradasi pada <i>Bone Scaffold</i>	90
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN.....		
5.1	Kesimpulan.....	93
5.2	Saran.....	94

DAFTAR PUSTAKA

LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

1.1	Struktur Pada Tulang.....	1
1.2	Ilustrasi Penggunaan <i>Bone Scaffold</i>	3
2.1	Struktur Tulang.....	6
2.2	Tulang Kortikal dan Karselius.....	8
2.3	Penyembuhan Patah Tulang.....	9
2.4	Contoh <i>Bone Scaffold</i>	12
2.5	Hubungan antara Tegangan Geser dengan Ukuran Pori.....	13
2.6	(a) Skematik dari <i>Test Rig Dynamic Immersion</i> (b) Ilustrasi Fluida yang Melewati Sample didalam <i>Chamber</i> Pengujian.....	15
3.1	Diagram Alir Penelitian.....	24
3.2	Variasi model <i>Bone Scaffold</i>	26
3.3	Profil Pembebanan.....	27
3.4	Pemodelan 3D <i>Bone Scaffold</i> sebelum Terdegradasi menggunakan SolidWorks (a) Sampel A 3x1 (b) Sampel B 3x2 (c) Sampel C 4x2.....	29
3.5	μ CT scanner <i>Sky Scan 1172 High Resolution</i>	29
3.6	Analogi proses pengambilan citra gambar pada implan <i>bone scaffold</i> dengan μ CT scanner.....	30
3.7	2D penampang specimen dari hasil gambar yang diambil dari μ CT scanner setelah degradasi.....	30
3.8	Proses Thresholding perangkat lunak Mimics berbasis (min-max) dimana mengalgoritma data sehingga hasil modelnya sesuai dengan actual.....	31
3.9	Analogi rekonstruksi model 3D pada implan <i>bone scaffold</i>	31
3.10	Model 3D <i>scaffold</i> setelah terdegradasi yang telah di rekonstruksi menggunakan perangkat lunak Mimics, ImageJ, Amira dan SolidWorks	32
3.13	Pemodelan 3D <i>Fluid</i>	33

3.14 Hasil Penggabungan Model.....	34
3.15 Domain <i>Fluid</i> CFD dan FSI.....	35
3.16 Domain Solid <i>Bone Scaffold</i>	36
3.17 Domain Solid <i>Block</i>	36
3.18 Inlet Fluida CFD	38
3.19 Outlet Fluida CFD	38
3.20 <i>Fixed Constraint</i>	40
3.21 <i>Linear Elastic Material</i>	40
3.22 <i>Prescribe Displacement</i>	42
3.23 Inlet Fluida FSI.....	42
3.22 Outlet Fluida FSI.....	43
3.23 Contoh <i>Meshing</i> Pemodelan 3D Model CFD.....	43
3.24 Grafik <i>Convergence Study</i> CFD sebelum Terdegradasi.....	43
3.25 Grafik Studi Konvergen CFD setelah Terdegradasi.....	46
3.26 Grafik <i>Convergence Study</i> Kecepatan Fluida.....	48
3.27 Grafik <i>Convergence Study</i> Gaya Reaksi.....	49
4.1 Pengambilan visualisasi irisan kecepatan aliran fluida pada garis tengah dari hasil simulasi CFD <i>bone scaffold</i> sesudah terdegradasi.....	51
4.2 Visualisasi irisan kecepatan fluida dengan variasi input laju Aliran dan 3D Sampel <i>bone scaffold</i> sebelum terdegradasi.....	52
4.3 Pengambilan visualisasi irisan kecepatan aliran fluida pada garis tengah dari hasil simulasi CFD <i>bone scaffold</i> sesudah terdegradasi.....	53
4.4 Visualisasi irisan kontur kecepatan fluida dengan laju aliran 0.025 ml/min dan 3D Sampel <i>bone scaffold</i> yang telah terdegradasi di 24, 48, 72.....	54
4.5 Pengambilan visualisasi irisan laju geser pada garis tengah dari hasil simulasi CFD <i>bone scaffold</i> sebelum terdegradasi.....	56
4.6 Visualisasi irisan kontur tegangan geser fluida dengan variasi laju aliran pada 3D Sampel <i>bone scaffold</i> sebelum terdegradasi.....	56
4.7 Plot gambar 3D tegangan geser fluida dengan variasi laju aliran pada 3D Sampel <i>bone scaffold</i> sebelum terdegradasi.....	57

4.8	Pengambilan visualisasi irisan laju geser pada garis tengah dari hasil simulasi CFD <i>bone scaffold</i> sesudah terdegradasi.....	59
4.9	Visualisasi irisan laju geser dengan laju aliran 0.025 ml/min pada ketiga sampel yang telah terdegradasi di 24, 48 dan 72 jam.....	59
4.10	Plot gambar 3D laju geser fluida pada ketiga sampel setelah terdegradasi di 24, 48 dan 72 jam.....	60
4.11	Pengambilan visualisasi irisan tekanan pada garis tengah dari hasil simulasi CFD pada ketiga sampel <i>bone scaffold</i> sebelum terdegradasi.....	62
4.12	Visualisasi irisan tekanan fluida dengan 3 variasi input laju Aliran pada setiap sampel sebelum terdegradasi.....	63
4.13	Pengambilan visualisasi irisan tekanan pada garis tengah dari hasil simulasi CFD pada ketiga sampel <i>bone scaffold</i> setelah terdegradasi.....	64
4.14	Visualisasi irisan tekanan fluida pada setiap sampel setelah terdegradasi di 24, 48 dan 72 jam.....	65
4.15	Visualisasi irisan kecepatan fluida dengan variasi <i>displacement</i> pada sampel sebelum terdegradasi.....	67
4.16	Visualisasi irisan kontur kecepatan fluida dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel A.....	68
	Visualisasi irisan kontur kecepatan fluida dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel B.....	69
4.17	Visualisasi irisan kontur kecepatan fluida dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel C.....	70
4.18	Visualisasi irisan laju geser fluida dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel sebelum terdegradasi.....	72
4.19	Visualisasi irisan kontur laju geser fluida dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel A.....	73
4.20	Visualisasi irisan kontur tegangan geser dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel B.....	74
4.21	Visualisasi irisan kontur tegangan geser dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel C.....	75

4.22 Visualisasi irisan tekanan fluida dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel sebelum terdegradasi.....	77
4.23 Visualisasi irisan kontur tegangan geser dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel A.....	78
4.24 Visualisasi irisan kontur tegangan geser dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel B.....	79
4.25 Visualisasi irisan kontur tegangan geser dengan variasi <i>displacement</i> pada Sampel C.....	80
4.26 Pengambilan data tekanan masuk dan keluar.....	82
4.27 Permeabilitas ketiga sampel <i>bone scaffold</i> berdasarkan variasi laju aliran.....	84
4.28 Pengambilan data tekanan masuk dan keluar.....	85
4.29 Hubungan Permeabilitas dengan luas permukaan <i>bone scaffold</i>	88
4.31 Nilai porositas meningkat dengan waktu degradasi pada <i>bone scaffold</i>	89
4.32 Hubungan porositas dengan permeabilitas.....	89
4.33 Hubungan Laju Aliran dengan Laju degradasi.....	91
4.34 Hubungan Permeabilitas dengan laju.....	91

DAFTAR TABEL

Tabel 3.1. Dimensi <i>bone scaffold</i>	25
Tabel 3.2. Karakteristik SBF.....	27
Tabel 3.3. Profil pembebanan <i>bone scaffold</i>	28

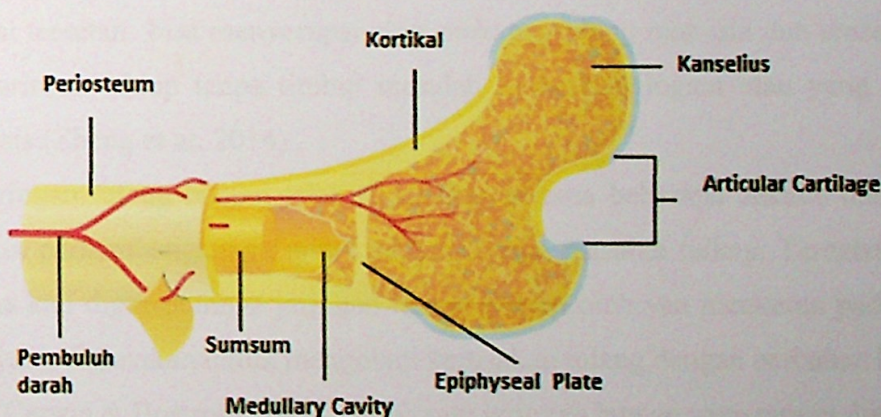


BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar belakang

Tulang adalah jaringan hidup komposit alami yang terdiri dari fase organik di mana kalsium mengandung kristal fase anorganik yang tertanam. Unsur yang membentuk tulang terdiri dari 30% matriks, 60% mineral dan 10% air. Matriks tulang yang terbesar adalah kolagen yang bertanggung jawab untuk kekuatan tarik. Komponen mineral tulang adalah kalsium fosfat, yang memberikan kekuatan tekan untuk jaringan tulang. Ada dua jenis jaringan tulang, yaitu tulang kompak (Cortical) dan tulang kanelus (Trabecular) (Kane & Ma 2013) yang ditunjukkan pada Gambar 1.1. Tulang kompak dan tulang kanelus masing – masing memiliki modulus elastisitas 7-30 GPa dan 0.05-0.5 GPa (Niinonii, 2002).



Gambar 1.1. Struktur Pada Tulang (Pbroks, 2008)

Tulang kanelus mengalami beban mekanik dari berbagai macam gerakan aktivitas fisiologis manusia, tulang kanelus mengalami regangan tekan pada 1000-3000 $\mu\epsilon$ yang didapat dari berbagai macam aktivitas dan jika melewati 3500 $\mu\epsilon$ maka tulang tersebut akan patah (Thompson et al. 2012) . Siklus gerakan dari

regangan tekan menyebabkan sumsum tulang, yaitu progenitor dari sel osteoblast dan osteoklas bergerak sebagai fluida dengan laju aliran 0,012-1,67 ml/min (Zhao et al. 2015; Grimm & Williams 1997; Gomes et al. 2003). Sumsum tulang memiliki viskositas antara 37,5 dan 400 cP bergantung pada temperatur dan komposisinya, selain itu ada faktor lain yang mempengaruhinya seperti penyakit tulang dan penuaan jaringan (Gurkan & Akkus 2008).

Jaringan tulang memiliki permasalahan yang umum seperti adanya trauma, infeksi dan penyakit tertentu seperti osteoporosis. Penyembuhan tulang secara konvensional dibuat dengan menggunakan logam seperti stainless steel, titanium dan paduannya yang telah digunakan sebagian besar untuk pengobatan patah tulang. Namun logam tersebut tidak terurai dan membutuhkan operasi selanjutnya yang bertujuan untuk mengangkat logam tersebut dari tubuh. Hal ini tidak hanya meningkatkan waktu, perawatan dan biaya pengobatan serta diperlukannya *bedrest* pada pasien, selain itu kemungkinan terjadinya infeksi dan komplikasi serta ketidakcocokan antara sifat mekanik logam dengan tulang alami (Nagels et al. 2003; Polo-Corrales et al. 2014), kekurangan inilah yang membuka ruang baru untuk pemanfaatan logam yang terdegradasi secara biologis dan diharapkan material tersebut bisa menyerupai sifat mekanis tulang manusia dan terdegradasi pada jaringan hidup tanpa timbul masalah keracunan logam atau yang disebut metalosis (Zheng et al. 2014).

Jaringan tulang buatan telah digunakan selama beberapa dekade dan masih berlanjut perkembangannya untuk penyembuhan masalah tulang. Tercatat bahwa pertama kali digunakannya jaringan tulang buatan oleh van meekeren pada tahun 1892, yang digunakan untuk mengobati kerusakan tulang dengan bahan kalsium sulfat (Carson & Bostrom 2007). Salah satu jaringan buatan yang umum digunakan untuk penyembuhan masalah tulang adalah *bone scaffold*.

Bone scaffold merupakan material *biodegradable* berpori yang berfungsi sebagai pendukung struktural sel dan menjadi matriks ekstraseluler selama proses regenerasi dan perkembangan tulang alami. *Bone scaffold* juga berfungsi untuk menahan beban pada tulang yang rusak, sehingga orang tersebut tidak melakukan *bedrest* dan dapat beraktifitas seperti biasa seraya *scaffold* tersebut mengalami degradasi untuk pertumbuhan jaringan baru (Polo-Corrales et al. 2014). Salah satu

pengaplikasian *bone scaffold* yaitu pada penyakit osteoporosis, yaitu penyakit tulang yang mempunyai sifat-sifat khas berupa massa tulang yang rendah, disertai mikro arsitektur tulang dan penurunan kualitas jaringan tulang yang akhirnya menimbulkan kerapuhan tulang (Raisz, 2005). Jaringan tulang yang mengalami penurunan kualitas dan kemudian mati biasanya disebut nekrosis, daerah nekrosis tersebut di angkat dengan metode pengeboran khusus dan kemudian di ganti dengan *bone scaffold* sebagai struktur sementara. Ilustari penggunaan *bone scaffold* ditunjukkan pada Gambar 1.2.



Gambar 1.2. Ilustrasi penggunaan *bone scaffold* (Md Saad et al. 2016)

Pergerakan dari sumsum tulang yang melewati *bone scaffold* di tulang karselus terjadi dikarenakan dari perbedaan tekanan oleh siklus yang kontinu dari beban mekanis dari aktivitas fisiologis manusia, Interaksi antara pergerakan sumsum tulang dan *bone scaffold* di tulang karselus menyebabkan tegangan mekanik yang menstimulasi respon secara mekanobiologis pada kualitas tulang dan proses penyembuhan tulang (Metzger et al. 2015).

Sejauh ini, banyak dilakukan eksperimen *bone scaffold* dengan berbagai parameter secara *in vivo* atau eksperimen dengan menggunakan organisme hidup maupun secara *in vitro* atau dengan menggunakan lingkungan terkontrol, salah satunya adalah penelitian yang dilakukan oleh (Md Saad et al. 2016) yaitu

penelitian degradasi *bone scaffold* secara *in vitro* dengan *dynamic immersion test*. Pada pengujian yang dilakukan (Md Saad et al. 2016) digunakan fluida untuk menyerupai sumsum tulang yaitu *simulated body fluid* (SBF). SBF adalah suatu larutan yang dibuat dengan cara mengatur konsentrasi ion – ion seperti yang terkandung di dalam tubuh manusia sehingga pH nya menyerupai kondisi tubuh manusia (Kokubo & Takadama 2006). Karakteristik SBF yang dimasukan ke dalam *bone scaffold* mempunyai laju aliran, viskositas dan densitas yang berpengaruh pada *bone scaffold*, sehingga karakteristik fluida adalah salah satu parameter penting terhadap degradasi *bone scaffold*.

Degradasi *bone scaffold* merupakan suatu hal penting yang harus dikaji karena sangat berpengaruh pada kesuksesan implan tersebut ketika sudah diaplikasikan, atas dasar tersebut penulis termotivasi untuk melakukan penelitian tentang analisis karakteristik fluida terhadap degradasi *bone scaffold* tersebut dengan metode *Computational Fluid Dynamic* (CFD) dan metode *Fluid Structure Interaction* (FSI) menggunakan perangkat lunak *COMSOL Multiphysics 4.3b*.

1.2. Rumusan Masalah

Tulang Karsinoma mempunyai peran penting pada struktur tulang, kerusakan pada karsinoma mengakibatkan rusaknya seluruh jaringan pada tulang dikarenakan tulang tidak ternutrisi dengan baik. Pada saat ini *bone scaffold* dianggap sebagai pengobatan yang tepat untuk tulang karsinoma, aliran fluida adalah salah satu parameter yang berpengaruh pada degradasi *bone scaffold*. Sehingga karakteristik aliran fluida perlu dikaji lebih lanjut untuk mengetahui secara aktual pengaruhnya terhadap degradasi *bone scaffold*.

1.3. Batasan Masalah

Adapun batasan masalah yang diambil dalam menganalisis *bone scaffold* untuk tugas akhir ini, antara lain :

1. Pemodelan menggunakan perangkat lunak SolidWorks, Mimic, Image J dan Amira yang bertujuan untuk merekonstruksi ulang *bone scaffold*.

2. Sumber data didapatkan dari eksperimental yang telah dilakukan (M.d Saad et al. 2016).
3. Material yang digunakan pada *bone scaffold* adalah magnesium dengan presentase kemurnian 99,9%.
4. Variasi laju aliran dan siklus regangan tekan digunakan untuk menyerupai kondisi dari fluida yang melewati tulang karsinoma berdasarkan aktivitas fisiologis manusia.
5. Simulasi dengan variasi laju aliran menggunakan metode *Computational Fluid Dynamic* (CFD) , sedangkan dengan variasi *displacement* menggunakan metode *Fluid Structure Interaction* (FSI).
6. Simulasi menggunakan perangkat lunak COMSOL *Multiphysics 4.3b*, mensimulasikan kondisi *dynamic immersion test* yang dilakukan (M.d Saad et al. 2016).
7. Simulasi dilakukan dengan kondisi *steady state*

1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan penulisan pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisis pengaruh laju aliran fluida pada *bone scaffold* sebelum dan sesudah terdegradasi terhadap karakteristik aliran fluida berdasarkan eksperimental *dynamic immersion test* menggunakan *computational fluid dynamic* (CFD) serta pengaruhnya terhadap degradasi.
2. Menganalisis pengaruh *displacement* pada *bone scaffold* sebelum dan sesudah terdegradasi terhadap karakteristik aliran fluida berdasarkan eksperimental *dynamic immersion test* menggunakan *fluid structure interaction* (FSI) serta pengaruhnya terhadap degradasi.

1.5. Manfaat Penelitian

1. Bentuk kontribusi untuk perkembangan ilmu *biomechanical* di Teknik Mesin Unsri

2. Mampu memberikan pengetahuan tentang teknologi *biodegradation* khususnya di bidang *biomechanical*
3. Dapat dijadikan acuan bagi penelitian berikutnya tentang *biomechanical*, khususnya pada *bone scaffold*

DAFTAR PUSTAKA



- Bone Marrow Density: Meaning and Implications. (n.d.). Retrieved February 19, 2017, from <http://www.radiology-info.org/bone-marrow-density.html>
- Bose, S., Roy, M., & Bandyopadhyay, A. (2012). Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. *Trends in Biotechnology*, 30(10), 546–54. <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2012.07.005>
- Buckwalter, J. A., & Cooper, R. R. (1987). Bone structure and function. *Instructional Course Lectures*, 36, 27–48. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3325555>
- Bungartz, H.-J. (Hans-J., & Schäfer, M. (2006). *Fluid-structure interaction : modelling, simulation, optimisation*. Springer-Verlag.
- Carson, J. S., & Bostrom, M. P. G. (2007). Synthetic bone scaffolds and fracture repair. *Injury*, 38(SUPPL. 1). <https://doi.org/10.1016/j.injury.2007.02.008>
- Cartmell, S. H., Porter, B. D., García, A. J., & Guldberg, R. E. (2003). Effects of medium perfusion rate on cell-seeded three-dimensional bone constructs in vitro. *Tissue Engineering*, 9(6), 1197–1203. <https://doi.org/10.1089/10763270360728107>
- Chen, Y., Schellekens, M., Zhou, S., Cadman, J., Li, W., Appleyard, R., & Li, Q. (2011). Design Optimization of Scaffold Microstructures Using Wall Shear Stress Criterion Towards Regulated Flow-Induced Erosion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 133(8), 81008. <https://doi.org/10.1115/1.4004918>
- Gomes, M. E., Sikavitsas, V. I., Behraves, E., Reis, R. L., & Mikos, A. G. (2003). Effect of flow perfusion on the osteogenic differentiation of bone marrow stromal cells cultured on starch-based three-dimensional scaffolds. *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*, 67, 87–95. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.10075>
- Grimm, M. J., & Williams, J. L. (1997). Measurements of permeability in human calcaneal trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, 30(7), 743–745. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00016-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00016-X)
- Gurkan, U. A., & Akkus, O. (2008). The Mechanical Environment of Bone Marrow: A Review. *Annals of Biomedical Engineering*, 36(12), 1978–1991. <https://doi.org/10.1007/s10439-008-9577-x>
- Jacobs, J. J., Hallab, N. J., Skipor, A. K., & Urban, R. M. (2003). Metal

degradation products: a cause for concern in metal-metal bearings? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (417), 139–47. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000096810.78689.62>

Kane, R., & Ma, P. X. (2013). Mimicking the nanostructure of bone matrix to regenerate bone. *Materials Today*, 16(11), 418–423. <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2013.11.001>

Kokubo, T., & Takadama, H. (2006). How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials*, 27(15), 2907–2915. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.01.017>

Liebschner, M. a. K., & Wettergreen, M. a. (2003). Optimization of Bone Scaffold Engineering for Load Bearing Applications. *Topics in Tissue Engineering*, 1–39.

Liu, L., Yuan, W., & Wang, J. (2010). Mechanisms for osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells induced by fluid shear stress. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 9(6), 659–670. <https://doi.org/10.1007/s10237-010-0206-x>

McCoy, R., Jungreuthmayer, C., & O'Brien, F. (2012). Influence of Flow Rate and Scaffold Pore Size on Cell Behavior during Mechanical Simulation in a Flow Perfusion Bioreactor. *Biotechnology and Bioengineering*, 109(6), 1583–1594.

Md Saad, A. P., Jasmawati, N., Harun, M. N., Abdul Kadir, M. R., Nur, H., Hermawan, H., & 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>

Metzger, T. A., Kreipke, T. C., Vaughan, T. J., McNamara, L. M., & Niebur, G. L. (2015). The In Situ Mechanics of Trabecular Bone Marrow: The Potential for Mechanobiological Response. *Journal of Biomechanical Engineering*, 137(1), 11006. <https://doi.org/10.1115/1.4028985>

Nagels, J., Stokdijk, M., & Rozing, P. M. (2003). Stress shielding and bone resorption in shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(1), 35–39. <https://doi.org/10.1067/mse.2003.22>

Niinomi, M. (2002). Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 33(3), 477–486. <https://doi.org/10.1007/s11661-002-0109-2>

Polo-Corrales, L., Latorre-Esteves, M., & Ramirez-Vick, J. E. (2014). Scaffold design for bone regeneration. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 14(1), 15–56. <https://doi.org/10.1166/jnn.2014.9127>

- Raisz, L. G. (2005). Pathogenesis of osteoporosis: Concepts, conflicts, and prospects. *Journal of Clinical Investigation*, 115(12), 3318–3325. <https://doi.org/10.1172/JCI27071>
- Seeman, E., & Delmas, P. D. (2006). Bone Quality — The Material and Structural Basis of Bone Strength and Fragility. *New England Journal of Medicine*, 354(21), 2250–2261. <https://doi.org/10.1056/NEJMra053077>
- Reid IR. Overview of Pathogenesis. In: Rosen C, editor. Primer on the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism. Ames: John Wiley & Sons, Inc; 2013. p. 357–60
- Riis BJ, 1996. The role of bone turnover in pathophysiology of osteoporosis. *Br J Obstet Gynecol*. 103 (13): p. 9-15
- Seeman & Delmas, 2006. Bone Quality — The Material and Structural Basis of Bone Strength and Fragility. The Department of Endocrinology, Austin Health, Heidelberg 3084, Melbourne, Australia: Massachusetts Medical Society. *Engl J Med* 354-2250-61
- Sterling, J. A., & Guelcher, S. A. (2014). Biomaterial Scaffolds for Treating Osteoporotic Bone. *Current Osteoporosis Reports*, 12(1), 48–54. <https://doi.org/10.1007/s11914-014-0187-2>
- Syahrom, A., Rafiq Abdul Kadir, M., Abdullah, J., & Öchsner, A. (2013). Permeability studies of artificial and natural cancellous bone structures. *Medical Engineering and Physics*, 35, 792–799. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.08.011>
- Thompson, W. R., Rubin, C. T., & Rubin, J. (2012). Mechanical regulation of signaling pathways in bone. *Gene*, 503(2), 179–193. <https://doi.org/10.1016/j.gene.2012.04.076>
- van Loon, R., Anderson, P. D., & van de Vosse, F. N. (2006). A fluid-structure interaction method with solid-rigid contact for heart valve dynamics. *Journal of Computational Physics*, 217(2), 806–823. <https://doi.org/10.1016/j.jcp.2006.01.032>
- Vossenbergh, P., Higuera, G. A., Van Straten, G., Van Blitterswijk, C. A., & Van Bortel, A. J. B. (2009). Darcian permeability constant as indicator for shear stresses in regular scaffold systems for tissue engineering. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 8(6), 499–507. <https://doi.org/10.1007/s10237-009-0153-6>
- Wang, Y., Liu, L., & Guo, S. (2010). Characterization of biodegradable and cytocompatible nano-hydroxyapatite/polycaprolactone porous scaffolds in degradation in vitro. *Polymer Degradation and Stability*, 95(2), 207–213. <https://doi.org/10.1016/j.polymdegradstab.2009.11.023>

Wendt, J. F., Anderson, J. D., & Von Karman Institute for Fluid Dynamics. (2009). *Computational fluid dynamics : an introduction*. Springer.

Wirakusumah,emma, 2007, mencegah osteoporosis, Jakarta, Niaga Swadaya

Zhao, F., Vaughan, T. J., & Mcnamara, L. M. (2015). Multiscale fluid–structure interaction modelling to determine the mechanical stimulation of bone cells in a tissue engineered scaffold. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 14(2), 231–243. <https://doi.org/10.1007/s10237-014-0599-z>

Zheng, Y. F., Gu, X. N., & Witte, F. (2014). Biodegradable metals. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 77, 1–34. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.01.001>

<http://dw.com/p/143s6>, diakses pada tanggal 10 februari 2017

<http://fauzanahmad.wordpress.com>, diakses pada tanggal 10 februari 2017

<http://www.sridianti.com/jenis-jaringan-tulang-kortikal-kanselus.html>, diakses pada tanggal 10 februari 2017