

**SIMULASI PENGARUH RANGSANGAN MEKANIK TERHADAP
BATAS ELASTISITAS TULANG BERBASIS
*FINITE ELEMENT METHODS (FEM)***

SKRIPSI

Oleh:
ITA SETYANINGSIH
NIM. 15640015



**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2020**

HALAMAN PENGAJUAN

**SIMULASI PENGARUH RANGSANGAN MEKANIK
TERHADAP BATAS ELASTISITAS TULANG BERBASIS
FINITE ELEMENT METHODS (FEM)**

SKRIPSI

Diajukan Kepada:

**Fakultas Sains dan Teknologi
Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang
Untuk Memenuhi Salah Satu Persyaratan Dalam
Memperoleh Gelar Sarjana Sains (S.Si)**

Oleh:

Ita Setyaningsih
NIM. 15640015

**JURUSAN FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI MAULANA MALIK IBRAHIM
MALANG
2020**

HALAMAN PERSETUJUAN

**SIMULASI PENGARUH RANGSANGAN MEKANIK
TERHADAP BATAS ELASTISITAS TULANG BERBASIS
*FINITE ELEMENT METHODS (FEM)***

SKRIPSI

Oleh:

Ita Setyaningsih
NIM. 15640015

Telah diperiksa dan disetujui untuk diuji
Pada tanggal 28 Februari 2020

Pembimbing I

Dr. H. M. Tirono, M.Si
NIP. 19641211 1991111 001

Pembimbing II

Drs. Abdul Basid, M.Si
NIP. 19650504 199003 1 003

Mengetahui,
Ketua Jurusan Fisika

Drs. Abdul Basid, M.Si
NIP. 19650504 199003 1 003

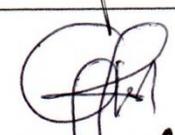
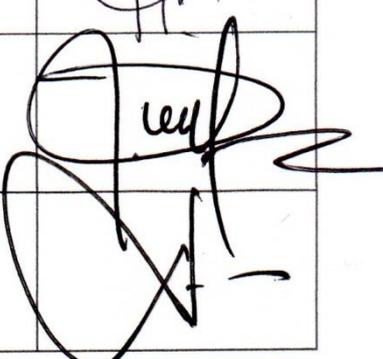
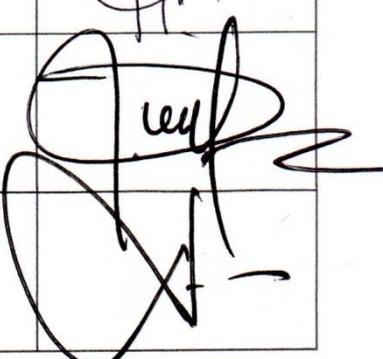
HALAMAN PENGESAHAN

SIMULASI PENGARUH RANGSANGAN MEKANIK TERHADAP BATAS ELASTISITAS TULANG BERBASIS *FINITE ELEMENT METHODS (FEM)*

SKRIPSI

Oleh:
Ita Setyaningsih
NIM. 15640015

Telah dipertahankan di depan dewan penguji skripsi dan disahkan tanggal:
09 April 2020

Penguji I	:	<u>Farid Samsu Hananto, M.T</u> NIP. 19740513 200312 1 001	
Penguji II	:	<u>Erna Hastuti, M.Si</u> NIP. 19811119 200801 2 009	
Pembimbing I	:	<u>Dr. H. M. Tirono, M.Si</u> NIP. 19641211 199111 1 001	
Pembimbing II	:	<u>Drs. Abdul Basid, M.Si</u> NIP. 19650504 199003 1 003	

Mengetahui,
Ketua Jurusan Fisika



Drs. Abdul Basid, M.Si
NIP. 19650504 199003 1 003

PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Ita Setyaningsih

NIM : 15640015

Jurusan : Fisika

Fakultas : Sains dan Teknologi

Judul Penelitian : Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik Terhadap Batas Elastisitas Tulang Berbasis *Finite Element Method* (FEM)

Menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa hasil penelitian saya ini tidak terdapat unsur-unsur penjiplakan karya penelitian atau karya ilmiah yang pernah dilakukan atau dibuat oleh orang lain, kecuali yang tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

Apabila ternyata hasil penelitian ini terbukti terdapat unsur-unsur jiplakan, maka saya bersedia untuk menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Malang, 31 Januari 2020
Yang Membuat Pernyataan,



Ita Setyaningsih
NIM. 15640015

MOTTO

Jangan menyerah sebelum kau mencobanya

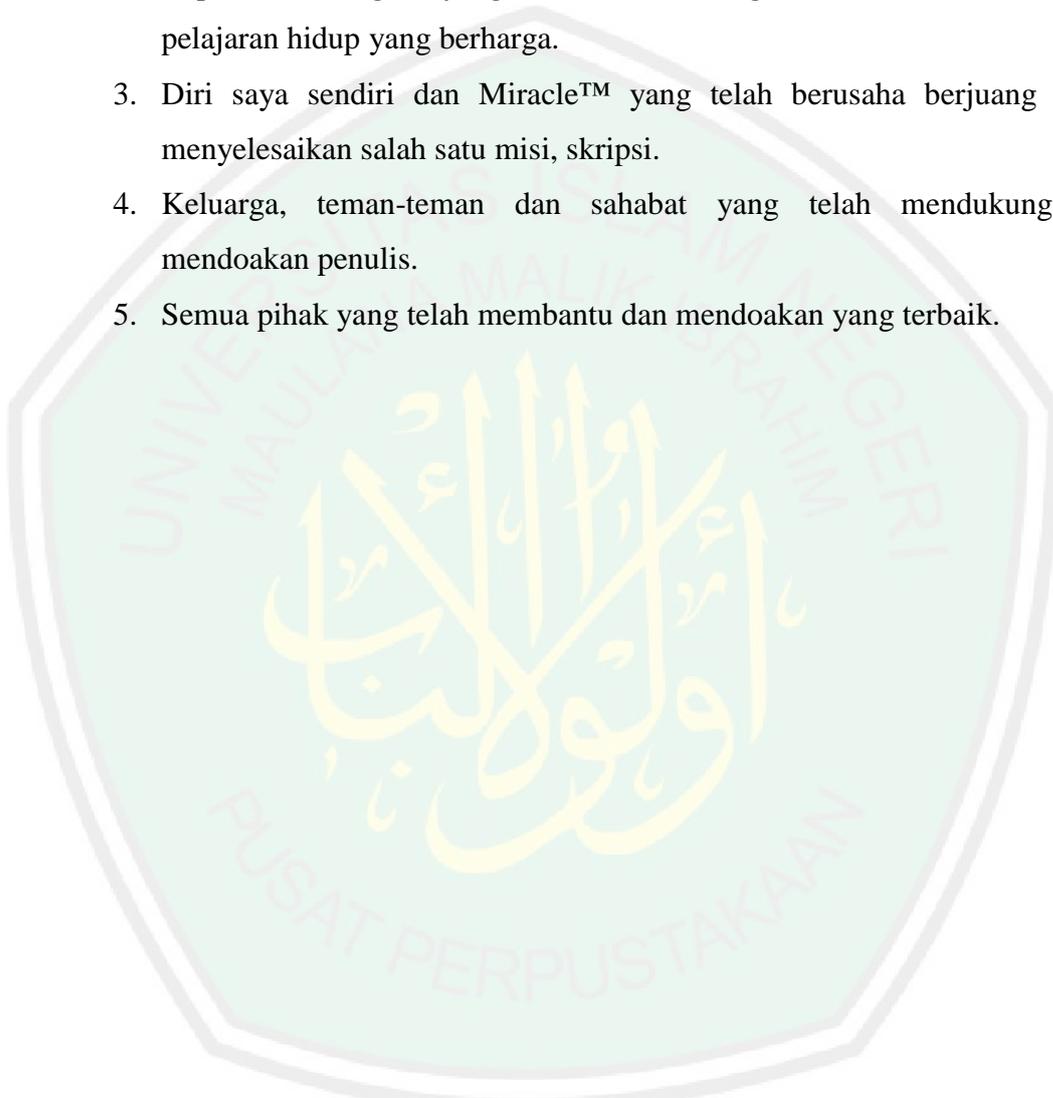
Luruskan niat, sempurnakan proses, jangan cemaskan hasil

**Tidak ada yang sia-sia atas segala usaha dan doa serta kejadian yang terjadi,
pasti ada hikmah dibalik semua skenario indah Tuhan**

HALAMAN PERSEMBAHAN

Karya ini saya persembahkan untuk:

1. Bapak dan Ibu yang tak pernah lelah untuk mendoakan dan mendukung dalam setiap langkah penulis.
2. Bapak dan Ibu guru yang telah membimbing dan memberikan ilmu dan pelajaran hidup yang berharga.
3. Diri saya sendiri dan Miracle™ yang telah berusaha berjuang untuk menyelesaikan salah satu misi, skripsi.
4. Keluarga, teman-teman dan sahabat yang telah mendukung dan mendoakan penulis.
5. Semua pihak yang telah membantu dan mendoakan yang terbaik.



KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT yang telah memberikan banyak kenikmatan dalam hidup ini sehingga penulis bisa menyelesaikan skripsi dengan judul, “Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik terhadap Batas Elastisitas Tulang Berbasis *Finite Element Methods* (FEM)”. Tidak lupa penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Allah SWT atas berkat rahmat dan hidayahNya kegiatan ini dapat terselesaikan dengan baik.
2. Prof. Dr. Abdul Haris, M.Ag., selaku Rektor Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
3. Dr. Sri Harini, M.Si., selaku Dekan Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
4. Drs. Abdul Basid, M.Si, selaku Ketua Jurusan Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.
5. Bapak Tirono, selaku dosen pembimbing I di Jurusan Fisika yang senantiasa sabar dalam membimbing penulis.
6. Bapak Khusnul sebagai pembimbing yang telah memberi bimbingan, arahan, motivasi dan dukungan kepada penulis dengan sabar dan telaten.
7. Bapak dan Ibu serta keluarga yang selalu memberikan motivasi, mendoakan yang terbaik, dan selalu mendukung penulis dalam keadaan suka maupun duka.
8. Bapak dan Ibu dosen yang selalu sabar dalam memberikan ilmu, arahan dan bimbingan.

9. Teman-teman seperjuangan yang saling mendukung dan memberikan semangat kepada penulis.

Demikian ucapan terimakasih penulis, semoga skripsi ini bisa memberi manfaat kepada semua pihak. Apabila ada kekurangan dalam penulisan laporan ini penulis minta maaf. Saran dan kritik yang membangun sangat penulis harapkan.

Malang, 20 November 2019

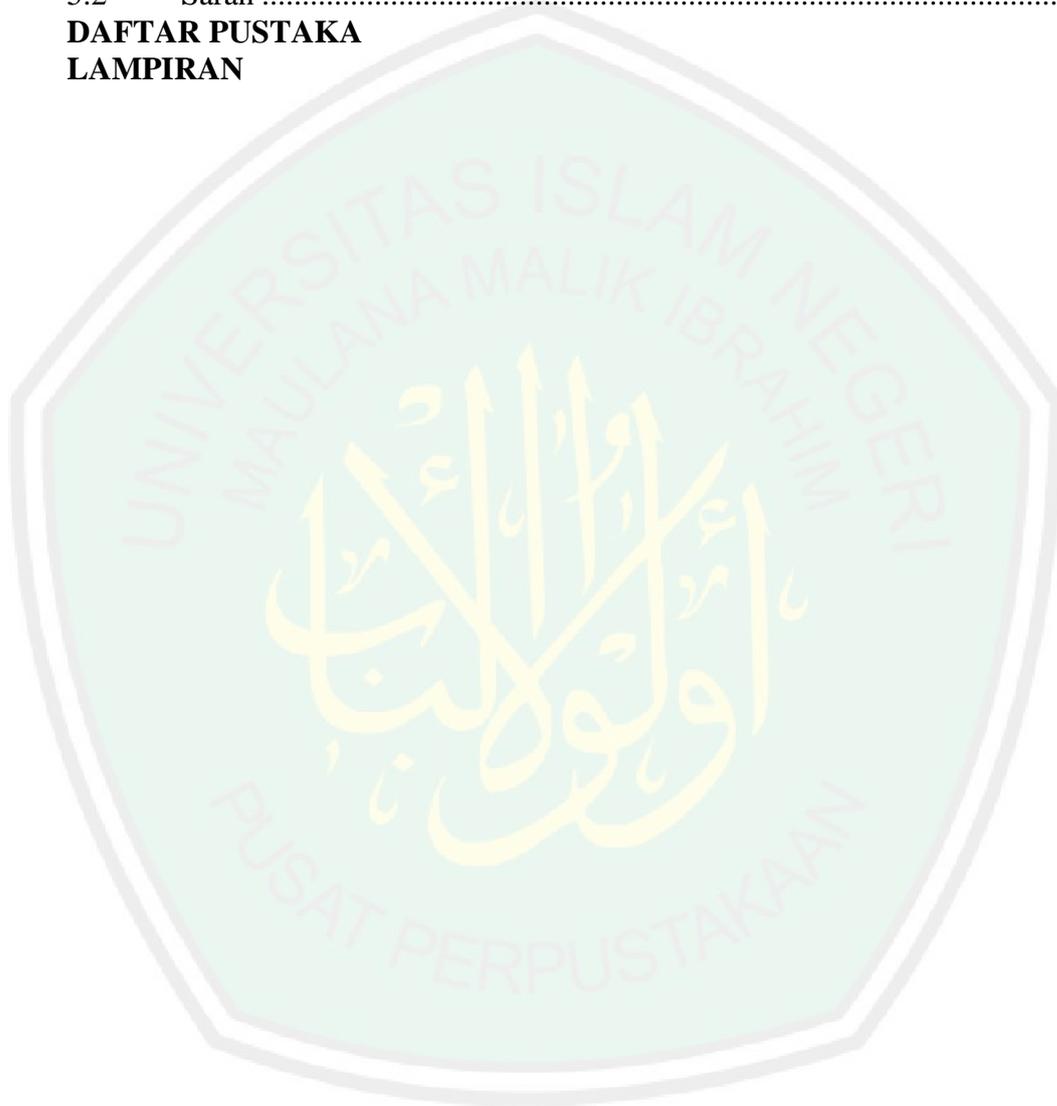
Penulis



DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PENGAJUAN	ii
HALAMAN PERSETUJUAN	iii
HALAMAN PENGESAHAN	iv
PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN	v
MOTTO	vi
HALAMAN PERSEMBAHAN	vii
KATA PENGANTAR	viii
DAFTAR ISI	x
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR TABEL	xiii
DAFTAR LAMPIRAN	xiv
ABSTRAK	xv
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	6
1.3 Tujuan	7
1.4 Manfaat	7
1.5 Batasan Masalah	7
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	8
2.1 Rangsangan Mekanik	8
2.2 Tulang	10
2.2.1 Kortikal	10
2.2.2 Trabekular	12
2.2.3 Remodeling Tulang	12
2.3 Finite Element Methods (FEM)	14
2.4 Persamaan Remodeling Tulang	16
2.5 Pengaruh Rangsangan Mekanik	18
2.5.1 <i>Stress</i> dan <i>Strain</i>	18
2.5.2 <i>Rate strain</i>	21
2.5.3 Kerapatan Tulang	21
2.5.4 Batas Elastisitas Tulang	21
BAB III METODOLOGI	23
3.1 Jenis Penelitian	23
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian	23
3.3 Alat dan Bahan	23
3.4 Variabel Penelitian	23
3.5 Diagram Alir Penelitian	24
3.6 Prosedur Penelitian	28
3.7 Teknik Pengolahan Data	30
3.8 Teknik Analisis Data	33
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	34
4.1 Hasil dan Analisa Data Hasil Penelitian	34

4.1.1	Persebaran <i>Stress</i> , <i>Strain</i> dan <i>Rate Strain</i> pada Tulang Akibat Rangsangan Mekanik.....	34
4.1.2	Perubahan Batas Elastisitas Tulang Akibat Perubahan Rangsangan Mekanik	42
4.2	Pembahasan Hasil	47
4.3	Integrasi.....	51
BAB V PENUTUP		56
5.1	Kesimpulan	56
5.2	Saran	56
DAFTAR PUSTAKA		
LAMPIRAN		



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Skema Representasi Rangsangan Mekanik yang Menyebabkan Aliran Cairan Interstitial Melalui Jaringan Kanalikuli	9
Gambar 2.2 Tulang Kortikal dan Tulang Trabekular pada Tulang Femur	10
Gambar 2.3 Sensitivitas <i>Rate Strain</i> Tulang Kortikal pada Arah Longitudinal	11
Gambar 2.4 Penurunan Sifat Mekanik Tulang Manusia.....	11
Gambar 2.5 Fase Remodeling Tulang.....	14
Gambar 2.6 Persebaran Gaya pada Tulang Femur.....	20
Gambar 2.7 Pemampatan dan Pemalaran pada Tulang Femur	20
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian	24
Gambar 3.2 Diagram Alir Algoritma Program Konstruksi Tulang	25
Gambar 3.3 Diagram Alir Algoritma Program Elastisitas (<i>Strain & Stress</i>).....	26
Gambar 3.4 Diagram Alir Algoritma Program PSO.....	27
Gambar 3.5 Konstruksi Gambar dan Geometri Tulang Femur.....	28
Gambar 4.1 Persebaran Nilai <i>Stress</i> pada Tulang Femur Usia 25 Tahun iii (Aktivitas Berdiri)	35
Gambar 4.2 Grafik Hubungan Antara Gaya Terhadap Persebaran Nilai <i>Stress</i> iii pada Usia 25 Tahun	36
Gambar 4.3 Persebaran Nilai <i>Strain</i> pada Tulang Femur Usia 25 Tahun iii (Aktivitas Berdiri)	37
Gambar 4.4 Grafik Hubungan Antara Gaya Terhadap Persebaran Nilai <i>Strain</i> iii pada Usia 25 Tahun	39
Gambar 4.5 Persebaran Nilai <i>Rate Strain</i> pada Tulang Femur Usia 25 Tahun bLx (Aktivitas Berdiri)	40
Gambar 4.6 Grafik Hubungan Antara Gaya terhadap Nilai <i>Rate Strain</i>	41
Gambar 4.7 Grafik Hubungan Gaya Terhadap Nilai <i>Ultimate Stress</i>	45
Gambar 4.8 Grafik Hubungan Antara <i>Stress</i> dan <i>Strain</i> pada 25 Tahun iLv (Batang Kiri, Berdiri)	46

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Kontak Gaya Panggul yang Diukur Secara <i>In Vivo</i>	9
Tabel 2.2	Parameter Persamaan Termodinamika Remodeling Tulang.....	17
Tabel 2.3	Nilai Konstanta Persamaan Matematik Remodeling Tulang.....	18
Tabel 3.1	Modulus Young dan Rasio Poisson untuk Tulang Kortikal dan Trabekular Berdasarkan Usia.....	29
Tabel 3.2	Perubahan Nilai <i>Stress</i> , <i>Strain</i> dan <i>Rate Strain</i> Akibat Rangsangan Mekanik	31
Tabel 3.3	Hasil Perhitungan Batas Elastisitas Tulang	32
Tabel 4.1	Gaya yang Diberikan pada Tulang Berdasarkan Usia dan Aktivitas Fisik	34
Tabel 4.2	Data Hasil Nilai <i>Stress</i> pada Usia 25 Tahun	35
Tabel 4.3	Data Hasil Nilai <i>Strain</i> pada Usia 25 Tahun.....	38
Tabel 4.4	Data Hasil Nilai <i>Rate Strain</i>	40
Tabel 4.5	Nilai Modulus Young pada Fase Istirahat pada Usia 25 Tahun	43
Tabel 4.6	Nilai <i>Ultimate Stress</i> pada Tulang Kortikal Femur Usia 25 Tahun...	44
Tabel 4.7	Gaya Maksimum yang Dapat Diterima Oleh Tulang Femur pada Usia 25 Tahun.....	46

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Persamaan Elastisitas Tulang Statik

Lampiran 2 Data Hasil Penelitian



ABSTRAK

Setyaningsih, Ita. 2020. **Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik Terhadap Batas Elastisitas Tulang Berbasis *Finite Element Method* (FEM)**. Skripsi. Jurusan Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Islam Negeri (UIN) Maulana Malik Ibrahim Malang. Pembimbing (I): Dr. H. M. Tirono, M.Si (II) Drs. Abdul Basid, M.Si.

Kata Kunci: Osteoporosis, *stress*, *strain*, *rate strain*, *ultimate stress*, batas elastisitas, tulang femur, FEM, PSO.

Osteoporosis merupakan suatu penyakit pada tulang yang ditandai dengan menurunnya kepadatan tulang sehingga tulang menjadi keropos dan menjadi rentan untuk patah. Penurunan kepadatan tulang ini terjadi akibat proses demineralisasi pada tulang setelah melewati puncak massa tulang dan terjadi pada rentang usia 25-30 tahun. Oleh sebab itu, maka dalam penelitian ini dilakukan untuk mensimulasikan persebaran *stress*, *strain*, *rate strain* dan batas elastisitas tulang akibat pengaruh rangsangan mekanik. Terdapat lima tahapan dalam penelitian ini yaitu membuat konstruksi tulang femur dengan FEM dalam bentuk elemen segitiga. Kemudian perhitungan *stress*, *strain* dan *rate strain* pada fase reversal. Kemudian perhitungan kerapatan tulang menggunakan persamaan termodinamika dari V.Klika dan F.Marsik dan dilanjutkan perhitungan batas elastisitas tulang dengan metode PSO. Hasil penelitian menunjukkan peningkatan nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* akibat pemberian rangsangan mekanik. Persebaran nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* pada tulang femur meningkat seiring bertambahnya rangsangan mekanik (gaya) yang diterima oleh tulang. Nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* tertinggi pada hasil simulasi ini berturut-turut 3.4410×10^5 Pa, 0.0188 dan 0.9443 s^{-1} yang terjadi pada titik batang kanan saat aktivitas berlari. Perubahan rangsangan mekanik mengakibatkan perubahan pada batas elastisitas tulang. Semakin besar gaya yang diberikan maka batas elastisitas yang dihasilkan juga semakin tinggi. Nilai *ultimate stress* tertinggi dihasilkan saat aktivitas berlari, yaitu 205.42 MPa untuk batang kanan dan 114.61 MPa pada batang kiri. Dengan demikian, rangsangan mekanik memberikan efek positif pada proses remodeling tulang, yang ditandai dengan peningkatan nilai *stress*, *strain*, *rate strain* serta nilai *ultimate stress*. Sehingga, proses formasi pada tulang akan lebih dominan dan laju pengeroposan tulang dapat ditekan.

ABSTRACT

Setyaningsih, Ita. 2020. **The Simulation of Mechanical Stimulus Effect on Bone Elasticity Based Finite Element Method (FEM)**. Thesis. Physic Major, Faculty of Science and Technology, State Islamic University of Maulana Malik Ibrahim Malang. Supervisor: (I): Dr. H. M. Tirono, M.Si (II) Drs. Abdul Basid, M.Si.

Keywords: Osteoporosis, stress, strain, rate strain, ultimate stress, elasticity limit, femur, FEM, PSO.

Osteoporosis is a disease of the bones that is characterized by decreased bone density, so that, bones become porous and become susceptible to fractures. This decrease in bone density occurs due to the process of demineralization in the bone after passing through the peak of bone mass. This disease occurs in the age range of 25-30 years. Therefore, this study will simulate the distribution of stress, strain, rate strain, and bone elasticity limit due to the influence of mechanical stimuli. There are five stages in this study, firstly constructing the femur with FEM in the form of triangular. Then, the calculation of stress, strain and rate strain in the reversal phase. Then, the calculation of bone density using the thermodynamic equation of V.Kika and F.Marsik and continued calculation of the bone elasticity limit using PSO methods. The results showed an increase in stress, strain and strain rate due to mechanical stimulation. The value of stress, strain and rate strains in the femur increases with increasing mechanical stimulation (force) received by the bone. The highest stress, strain and strain rate values in the simulation results were 3.4410×10^5 Pa, 0.0188 and 0.9443 s⁻¹, which occurred at the right trunk point when running. Changes in mechanical stimuli cause changes in bone elasticity limits. The greater the force applied, the resulting elasticity limit is also higher. The highest ultimate stress value is during running activity, which is 205.42 MPa for the right trunk and 114.61 MPa for the left trunk. Thus, mechanical stimulation has a positive effect on the process of bone remodeling, which is characterized by an increase in stress, strain, rate strain, and ultimate stress value. Thus, the formation process in the bones will be more dominant and the rate of bone loss can be suppressed.

الملخص

ستيانيغسيه، إيتا. ٢٠٢٠. محاكاة تأثير التحفيز الميكانيكي على حدود مرونة العظم بناء على طريقة العناصر المحددة (FEM). البحث الجامعي. قسم الفيزياء. كلية العلوم والتكنولوجيا. جامعة مولانا مالك إبراهيم الإسلامية الحكومية مالانج. المشرف: (١) الدكتور الحاج محمد تيرانو، الماجستير، (٢) الدكتور عبد الباسط، الماجستير

الكلمات الرئيسية: هشاشة العظام، الإجهاد، الضغط، معدل الضغط، الإجهاد النهائي، حد المرونة، عظم الفخذ، FEM، PSO

مرض هشاشة العظام هو واحد من الامراض في العظام الذي يتعلق بانخفاض كثافة العظام الذي يصبح العظام مسامية ويصبح عرضة للكسور. يحدث هذا نقص كثافة العظام بسبب عملية إزالة المعادن في العظم بعد عبورها ذروة كتلة العظم ويحدث في الفئة العمرية ٢٥-٣٠ سنوات. لذلك، في هذا البحث هو لمحاكاة انتشار الإجهاد، السلالة، معدل الإجهاد وحدود مرونة العظام بسبب تأثير التحفيز الميكانيكي. هناك خمس مراحل في هذا البحث التي تقوم ببناء عظم الفخذ مع FEM في شكل عناصر مثلثة. ثم حساب الإجهاد والسلالة ومعدل الإجهاد في مرحلة الانعكاس. ثم حساب كثافة العظام هو باستخدام المعادلة الديناميكية الحرارية من ف. كليكا و ف. مرسيك واستمر حساب حد مرونة العظام مع طريقة PSO دلت النتائج البحث على زيادة في الإجهاد والسلالة ومعدل الإجهاد بسبب التحفيز الميكانيكي. يزداد توزيع الإجهاد والضغط ومعدل الضغط في عظم الفخذ مع زيادة التحفيز الميكانيكي (القوة) الذي يتلقاه العظم. أعلى قيم الضغط والإجهاد ومعدل الضغط في نتائج المحاكاة هو 3.4410×10^5 Pa، 0.0188 و 0.9443 s^{-1} على التوالي، التي حدثت عند نقطة الجذع اليمنى عند الجري. التغييرات في التحفيز الميكانيكي تؤدي إلى تغييرات في حد مرونة العظام. كلما زادت القوة التي تمارسها، كلما زاد حد المرونة الناتج. حصل أعلى قيمة الإجهاد النهائي عند النشاط الجاري، يعني 205.42 MPa (ميغا باسكال) للجذع الأيمن و 114.61 MPa ميغا باسكال للجذع الأيسر. وبالتالي، فإن التحفيز الميكانيكي له تأثير إيجابي على عملية إعادة تشكيل العظام التي تتميز بزيادة في الإجهاد، والضغط، ومعدل الضغط وقيمة الإجهاد النهائي. وبالتالي، فإن عملية تشكيل العظام ستكون أكثر هيمنة ويمكن أن تخفض معدل فقدان العظام

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dewasa ini telah terjadi beberapa kasus dalam dunia medis yang berhubungan dengan tulang, yaitu osteoporosis. Saat ini, osteoporosis menjadi salah satu *silence disease* di beberapa negara berkembang di dunia, salah satunya adalah Indonesia. Hal ini dikarenakan, tidak ada gejala spesifik namun memberikan dampak yang serius pada penderita (Kemenkes RI, 2015).

Osteoporosis terjadi karena adanya proses penuaan pada manusia. Dalam hal ini, pada usia 30-35 tahun, kepadatan tulang pada manusia akan semakin berkurang, terlebih pada wanita yang telah mengalami menopause. Sehingga, semakin bertambahnya usia maka kekuatan tulang pada manusia akan melemah. Hal ini sesuai dengan penjelasan Allah dalam kalam-Nya dalam QS. Maryam: 4:

قَالَ رَبِّ إِنِّي وَهَنَ الْعَظْمُ مِنِّي وَاشْتَعَلَ الرَّأْسُ شَيْبًا وَلَمْ أَكُنْ بِدُعَائِكَ رَبِّ شَقِيًّا { 4 }

Artinya: Ia (Zakaria) berkata "Ya Tuhanku, sesungguhnya tulangku telah lemah dan kepalaku telah ditumbuhi uban, dan aku belum pernah kecewa dalam berdoa kepada Engkau, ya Tuhanku (QS. Maryam : 4).

Berdasarkan ayat tersebut, dijelaskan bahwa Nabi Zakaria as mengabarkan tentang kelemahan serta tanda-tanda dhohir dan bathinnya ketika berdoa kepada Allah. Hal ini dikarenakan, pada saat itu usia Nabi Zakaria sudah memasuki usia senja. Sehingga relevan dengan saat ini bahwa semakin bertambahnya usia, maka semakin berkurang pula kekuatan raga ini termasuk melemahnya kekuatan tulang. Melemahnya kekuatan tulang yang dimaksud dalam ayat inilah yang sekarang disebut sebagai osteoporosis.

Osteoporosis merupakan suatu penyakit pada tulang yang ditandai dengan menurunnya kepadatan tulang sehingga tulang menjadi keropos dan menjadi rentan untuk patah. Menurut data dari *World Health Organization* (WHO), terdapat 200 juta orang di dunia ini menderita osteoporosis. Dalam hal ini, diperkirakan bahwa pada tahun 2050 terdapat peningkatan 2 kali lipat pada kasus patah tulang akibat osteoporosis pada wanita yang berusia 40 tahun atau pasca menopause dan tiga kali lipat pada pria. Dalam laporan ini juga disebutkan bahwa 50% kasus patah tulang ini adalah patah tulang paha atas yang dapat mengakibatkan kecacatan seumur hidup dan kematian. Selain itu, dalam laporan Sistem Informasi Rumah Sakit pada tahun 2010 disebutkan bahwa angka insiden patah tulang paha atas akibat osteoporosis adalah sekitar 200 dari 100.000 kasus pada usia 40 tahun (Kemenkes RI, 2015).

Berdasarkan penelitian terbaru oleh *International Osteoporosis Foundation* (IOF), terungkap bahwa 1 dari 4 wanita di Indonesia yang berusia antara 50-80 tahun memiliki risiko terkena osteoporosis. Hal ini terjadi karena setelah masa menopause terjadi ketidakseimbangan pada fase remodeling tulang antara proses resorpsi dan formasi akibat berkurangnya hormon estrogen. Dengan demikian jumlah sel osteoklas lebih dominan dibandingkan sel osteoblas, dimana sel osteoklas ini berperan penting dalam proses resorpsi atau perusakan tulang (Kemenkes RI, 2015).

Remodeling tulang adalah dua tahapan dalam aktivitas seluler yang terjadi secara siklik, diantaranya resorpsi tulang lama oleh osteoklas dan formasi tulang baru oleh osteoblas. Keseimbangan dalam proses resorpsi dan formasi tulang ini

menentukan densitas tulang dan mempengaruhi kerentanan seseorang terhadap fraktur (Sihombing dkk., 2012).

Remodeling tulang internal mengacu pada melemah dan menguatnya jaringan tulang. Hal ini berarti terdapat penurunan atau peningkatan densitas tulang. Sebuah aspek dari simulasi remodeling tulang adalah perhitungan matematis yang menjelaskan proses remodeling tulang dengan menggabungkan algoritma untuk remodeling tulang dan metode numerik, dimana rangsangan mekanik bertanggungjawab untuk memodifikasi struktur tulang internal (Cerrolaza dkk., 2017).

Sebagian besar masyarakat saat ini mengkonsumsi obat-obatan atau suplemen untuk menjaga agar tulang tetap kuat. Namun obat-obatan tersebut memiliki efek samping yang dapat mengganggu kesehatan tubuh di bagian lain. Seperti pada penelitian Maghfirah dkk., (2018), berdasarkan hasil yang diteliti menunjukkan bahwa dengan dosis sipatah-patah (*Cissus quadrangularis Salisb*) 900mg/kg/BB, densitas tulang lebih padat dibandingkan dengan yang lainnya. Namun dosis tersebut belum tepat dikatakan sebagai dosis maksimal yang baik untuk dosis terapi. Karena belum dilakukan penelitian lebih lanjut mengenai dosis letal, terdapat kemungkinan adanya efek samping dari dosis tersebut seperti pada ginjal maupun efek samping terhadap yang lainnya.

Hampir sebagian besar obat antiresorptif yang digunakan untuk menangani osteoporosis akut bekerja dengan mengurangi aktivitas osteoklas yang memungkinkan bekerja seimbang dengan aktivitas osteoblas. Namun, ini tidak memperbaiki struktur mikro tulang sehingga tulang trabekular mungkin tetap melemah. Obat antiresorptif terbukti dapat mengurangi risiko patah tulang,

namun dapat menyebabkan mineralisasi berlebihan pada tulang sehingga tulang terlalu keras dan rapuh (Nogues dan Laguna, 2018).

Deteksi dini osteoporosis dapat dilakukan dengan pemeriksaan kepadatan mineral tulang menggunakan alat *Dual X-Ray Energy Absorptiometry* (DEXA). Deteksi dini ini diharapkan mampu mengantisipasi terjadinya osteoporosis pada tulang. Namun, terdapat beberapa kendala dalam penggunaan alat ini, diantaranya ketersediaan alat yang masih minim di Indonesia dan biaya yang cukup mahal untuk pemeriksaan ini.

Berdasarkan penelitian Rouhi (2014) menunjukkan bahwa integritas tulang ditentukan oleh rangsangan mekanik. Kepadatan tulang dapat menurun atau meningkat tergantung besar kecilnya beban mekanik yang diterima (Rouhi, 2014). Penurunan kepadatan tulang terjadi ketika seseorang tidak banyak melakukan aktivitas fisik. Sehingga tidak banyak rangsangan yang diterima oleh sel osteoblas, sedangkan sel osteoblas akan bekerja membentuk tulang pada bagian-bagian yang mendapat rangsangan mekanik cukup secara berulang kali. Rangsangan mekanik seperti berjalan dan berdiri dapat dijadikan sebagai alternatif untuk meningkatkan kepadatan tulang, karena mudah dilakukan, tidak membutuhkan biaya mahal dan tanpa memiliki efek samping.

Remodeling tulang telah dipelajari secara ekstensif dari sudut pandang mekanik dengan kemajuan yang signifikan dan beberapa hasil eksperimen telah membantu untuk memahami perilaku tulang dan proses penyembuhan tulang yang mengalami fraktur. Menurut Wolff, tulang yang kuat berada pada daerah yang mendapatkan tekanan besar. Sehingga, dalam hal ini terdapat hubungan

yang kuat antara densitas tulang dan aktivitas fisik. Adaptasi tulang ketika diberi beban mekanik digambarkan pertama kali oleh Wolff (Cerrolaza dkk., 2017).

Penelitian rangsangan mekanik terhadap remodeling tulang telah dilakukan oleh beberapa peneliti namun, tidak dapat menjelaskan bagaimana pengaruhnya terhadap batas elastisitas tulang. V. Klika dan F. Marsik pada tahun 2006 telah menggunakan model RANK-RANKL-OPG untuk menurunkan persamaan diferensial remodeling tulang. Penelitian ini hanya menjelaskan rangsangan mekanik yang dapat mengaktifkan sel osteoblas sehingga pembentukan mineral tulang lebih besar daripada resorpsinya. Kemudian dilanjutkan pada tahun 2010, keduanya meneliti model termodinamika remodeling tulang yang dapat menjelaskan proses aktivitas osteoblas dengan memodifikasi dari sebelumnya.

Selain itu, Ahmad Idhammad, dkk (2012) telah melakukan penelitian tentang simulasi remodeling tulang femur pada sambungan implan akibat rangsangan mekanik. Pemodelan yang digunakan dalam penelitian ini adalah *finite difference method* dalam struktur tulang satu dimensi dari model elemen-n-unit. Namun dalam penelitian ini tidak dapat menjelaskan pengaruh rangsangan mekanik pada remodeling tulang serta batas elastisitas tulang pada tulang.

Berdasarkan permasalahan di atas, penulis menawarkan solusi dengan simulasi pemberian rangsangan mekanik pada tulang. Diharapkan rangsangan mekanik dapat memberikan pengaruh positif terhadap proses remodeling tulang. Dalam simulasi ini dapat memberikan informasi batas elastisitas tulang. Selain itu, rangsangan mekanik ini juga dapat meningkatkan densitas tulang karena merangsang aktivitas sel osteoblas. Rangsangan mekanik dapat berupa aktivitas

fisiologis seperti berjalan lambat, berjalan normal, berjalan cepat, berlari, naik tangga, turun tangga, berdiri, duduk dan lain sebagainya (Damien dkk., 2010).

Dalam penelitian ini, dilakukan perhitungan batas elastisitas tulang yang dapat digunakan untuk acuan pembatasan kegiatan fisiologis untuk pasien. Hal ini dikarenakan, kegiatan fisiologis yang berlebihan dapat memberikan pengaruh buruk pada tulang. Berdasarkan permasalahan tersebut, maka penulis akan melakukan penelitian yang berjudul, “Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik terhadap Batas Elastisitas Tulang Berbasis *Finite Element Methods* (FEM)”.

Penelitian ini bertujuan untuk mensimulasikan persebaran gaya pada tulang, kemudian menghitung batas elastisitas tulang serta menganalisis gaya maksimum yang dapat diterima tulang sebelum mengalami fraktur. Dalam hal ini, persamaan persebaran *strain* dibuat berdasarkan hubungan *displacement*, *strain* dan *stress* serta sifat material tulang (modulus Young dan rasio Poisson) menggunakan *finite element methods* (FEM). Selanjutnya, akibat rangsangan mekanik tersebut akan dihitung densitas tulang menggunakan persamaan termodinamika dari V.Klika dan F.Marsik. Dan batas elastisitas tulang ditentukan menggunakan metode *particle swarm optimization* (PSO).

1.2 Rumusan Masalah

1. Bagaimana penyebaran *stress*, *strain* dan *rate strain* tulang akibat rangsangan mekanik pada titik pengamatan yang berbeda?
2. Bagaimana perubahan batas elastisitas akibat perubahan rangsangan mekanik pada tulang?

1.3 Tujuan

1. Mensimulasikan penyebaran *stress*, *strain* dan *rate strain* pada jaringan tulang akibat rangsangan mekanik pada titik pengamatan yang berbeda.
2. Menghitung batas elastisitas akibat perubahan rangsangan mekanik pada tulang.

1.4 Manfaat

Diharapkan perhitungan batas elastisitas tulang ini dapat memberikan data *stress* dan *strain* maksimum pada tulang kortikal yang dapat digunakan untuk membatasi aktivitas pasien yang memiliki resiko fraktur pada tulang femur.

Setelah mengetahui manfaat rangsangan mekanik terhadap kepadatan tulang, batas elastisitas tulang, diharapkan adanya konsep program kesehatan masyarakat yang bertujuan untuk meningkatkan aktivitas fisik bagi masyarakat khususnya untuk anak-anak hingga remaja yang memasuki puncak masa pertumbuhan massa tulang untuk mencegah terjadinya pengeroposan tulang pada usia muda.

1.5 Batasan Masalah

Pada proses simulasi ini, tulang dianggap berada pada fase yang sama, rangsangan mekanik dianggap hanya berasal dari persambungan tulang femur. Ukuran geometri tidak menyesuaikan usia tulang, namun diambil rata-rata ukuran geometri tulang femur. Faktor remodeling tulang yang diamati hanya akibat rangsangan mekaniknya saja. Selain itu, persamaan termodinamika dari V.Klika dan F.Marsik hanya digunakan untuk menghitung kerapatan tulang.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Rangsangan Mekanik

Tulang merupakan jaringan yang dapat menerima dan merespon rangsangan eksternal. Salah satu rangsangan yang diterima oleh tulang adalah rangsangan mekanik. Selama bertahun-tahun, para ilmuwan telah melakukan pekerjaan luar biasa untuk menjelaskan transduksi mekanik tulang dan responsnya terhadap rangsangan mekanik (Rosa dkk., 2015).

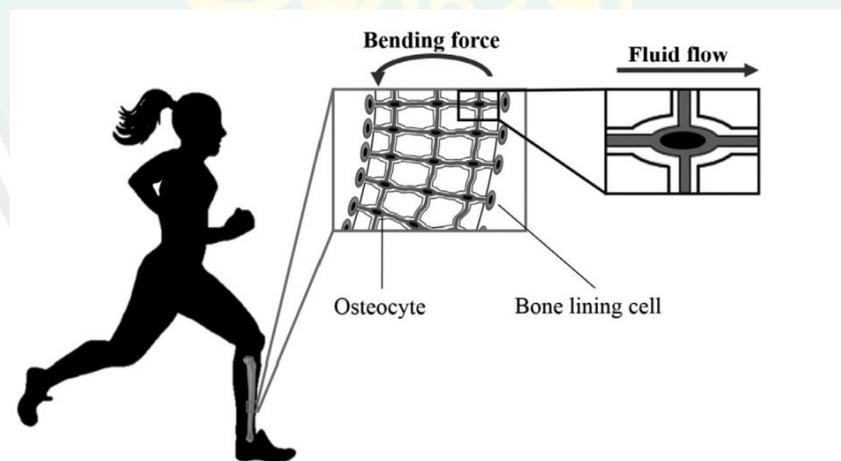
Rangsangan mekanik adalah rangsangan yang dihasilkan oleh perubahan fisik seperti kontak dengan benda atau perubahan tekanan (Farlex, 2009). Rangsangan mekanik yang diberikan dalam penelitian ini berupa rangsangan mekanik pada saat aktivitas berdiri dan berjalan pada tulang femur. Dalam hal ini, rangsangan mekanik yang tersebar ke tulang femur berasal dari persambungan panggul diujung sumbu pergerakan batang. Rangsangan mekanik didistribusikan ke sepanjang tulang dimana tulang batang kanan mengalami pemampatan sedangkan batang kiri mengalami pemalaran.

Aktivitas fisik pada tubuh manusia dapat memberikan rangsangan mekanik. Dalam hal ini, akibat aktivitas fisik yang berbeda akan memberikan rangsangan mekanik yang berbeda pula. Berdasarkan penelitian Damien dkk.(2010), perbedaan rangsangan mekanik yang diterima oleh tulang berdasarkan aktivitas fisiknya dapat dilihat pada tabel 2.1.

Tabel 2.1 Kontak Gaya Panggul yang Diukur Secara *In Vivo* (Damien dkk., 2010)

Aktivitas	Gaya (Berat Tubuh)
Berjalan, lambat	1.6 - 4.1
Berjalan, normal	2.1 - 3.3
Berjalan, cepat	1.8 - 4.3
Joging, berlari	4.3 - 5.0
Naik tangga	1.5 - 5.5
Turun tangga	1.6 - 5.1
Berdiri	1.8 - 2.2
Duduk	1.5 - 2.0
Pembengkokan lutut	1.2 - 1.8

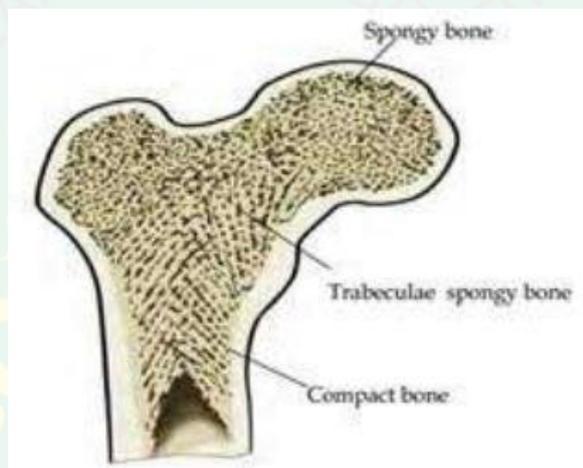
Ketika seseorang melakukan aktivitas fisik, maka akan merangsang aktivitas sel osteoblas. Sel osteoblas ini dihasilkan oleh osteosit yang terkubur dalam lakuna dan termineralisasi dalam matriks tulang. Akibat rangsangan mekanik dan deteksi perubahan kadar hormon estrogen, osteosit mempunyai kemampuan deteksi perubahan aliran cairan interstisial dalam kanalikuli yang dihasilkan, oleh karena itu gangguan pada jaringan osteosit ini dapat meningkatkan kerapatan tulang (gambar 2.1) (Manolagas, 2000).



Gambar 2.1 Skema Representasi Rangsangan Mekanik yang Menyebabkan Aliran Cairan Interstitial Melalui Jaringan Kanalikuli (Duncan dan Turner, 1995)

2.2 Tulang

Tulang pada manusia memiliki peran penting dalam menyokong atau memberi dukungan struktural untuk ambulasi dan ventilasi, reservoir kalsium, fosfat, asam amino dan bikarbonat, melindungi organ dalam, mentransmisikan gelombang suara serta memelihara sel induk hematopoietik. Tulang juga memiliki fungsi untuk metabolisme, fungsi metabolisme ini diantaranya sekresi hormon yang mengatur metabolisme mineral dan energi. Untuk mencapai fungsi-fungsi ini, tulang memiliki kompartemen kortikal dan trabekular (Bankoff, 2007).

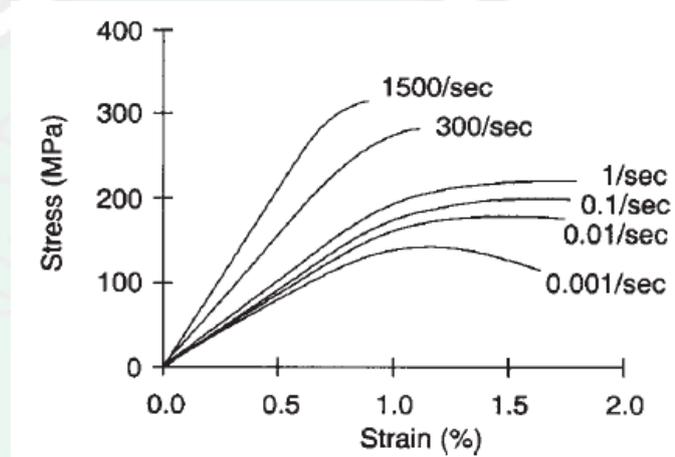


Gambar 2.2 Tulang Kortikal dan Tulang Trabekular pada Tulang Femur (Bankoff, 2007)

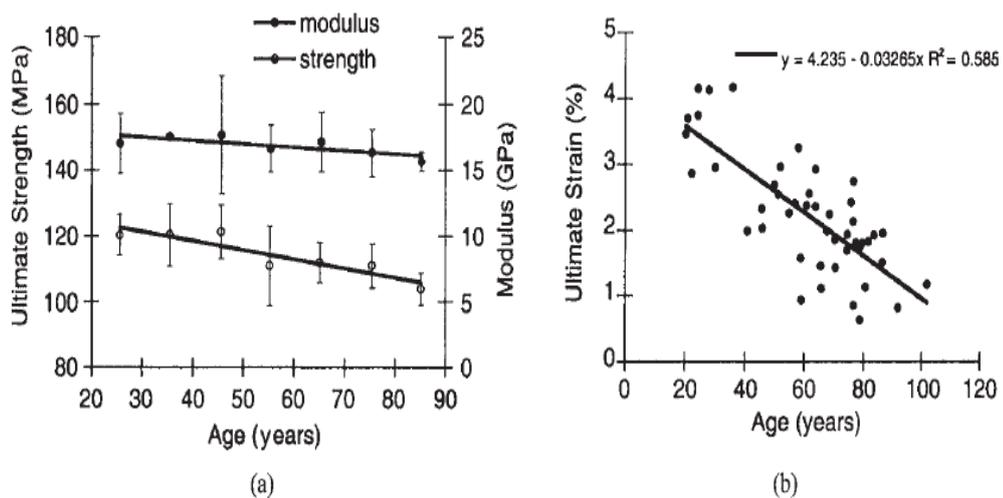
2.2.1 Kortikal

Tulang kortikal merupakan bagian terbesar (80%) penyusun kerangka manusia. Dalam hal ini, tulang kortikal memiliki porositas yang rendah sekitar 5-10% dan memiliki modulus elastisitas yang tinggi pada sehingga mampu menahan tekanan mekanik berupa beban tekukan dan puntiran yang berat. Tulang kortikal ini terletak pada batang tulang panjang dan membungkus tulang trabekular pada ujung sendi dan vertebra (Ott, 2018).

Menurut Keaveny dkk., (2004), mikrostruktur pada tulang kortikal bersifat anisotropik, elastis dan kuat. Berdasarkan beberapa percobaan yang telah dilakukan tulang kortikal memiliki modulus Young 17,9 Mpa dengan rasio Poisson 0,4. Bertambahnya usia juga dapat mempengaruhi sifat mekanik tulang kortikal. Batas *stress* menurun dengan laju sekitar 2% tiap dekade. Sedangkan batas *strain* menurun dengan laju sekitar 10% nilainya per dekade.



Gambar 2.3 Sensitivitas *Rate Strain* Tulang Kortikal pada Arah Longitudinal (Keaveny dkk., 2004)



Gambar 2.4 Penurunan Sifat Mekanik Tulang Manusia (a) Penurunan Sifat Mekanik Tulang Kortikal Manusia Seiring Bertambahnya Usia (b) Hubungan Penurunan Rate Strain Terhadap Usia, Dengan Rata-Rata 10% Per Dekade (Keaveny dkk., 2004)

2.2.2 Trabekular

Tulang trabekular (*cancelous bone*) memiliki porositas sekitar 50-95%. Sehingga, tulang trabekular ini lebih berongga dibandingkan tulang kortikal yang padat. Tulang trabekular dapat ditemukan pada tulang kuboid, tulang pipih dan pada akhir tulang panjang (Doblare dan Gomez, 2004). Tulang trabekular memiliki kekuatan mekanik sekitar 1,5-3,8 MPa, sedangkan tulang kortikal memiliki kekuatan mekanik sekitar 200 Mpa. Perbedaan kekuatan mekanik ini disebabkan oleh perbedaan nilai densitas (Guo, 2001).

Tulang trabekular menghasilkan pemampatan *strain* sekitar 1%. Daerah *strain* lebih besar akibat pemampatan daripada *stress*. *Strain* maksimum akibat pemampatan linear berkisar 1 hingga 2,5%. Elastisitas dan kekuatan tulang trabekular akan menurun seiring bertambahnya usia, yaitu seiring 10% per dekade. Modulus Young elastis dari tulang trabekular ini berkisar antara 0,1 hingga 30 Mpa, sedangkan rasio Poissonnya antara 0,03 hingga 0,6 (Keaveny dkk., 2004).

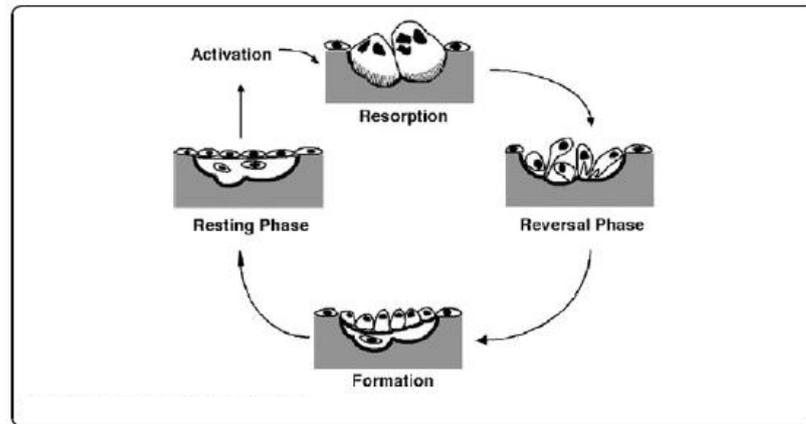
2.2.3 Remodeling Tulang

Pertumbuhan tulang (modeling) mengarah ke proses pengubahan ukuran dan bentuk tulang. Pertumbuhan tersebut terjadi hingga akhir pubertas, akan tetapi peningkatan kepadatan masih terjadi hingga dekade ke empat, sedang remodeling adalah proses regenerasi yang terjadi secara terus menerus dengan mengganti tulang yang lama (*old bone*) dengan tulang yang baru (*new bone*) (Manologas, 2000).

Remodeling tulang adalah dua tahapan dalam aktivitas seluler yang terjadi secara siklik, diantaranya resorpsi tulang lama oleh osteoklas dan formasi

tulang baru oleh osteoblas. Keseimbangan dalam proses resorpsi dan formasi tulang ini menentukan densitas tulang dan mempengaruhi kerentanan seseorang terhadap fraktur (Sihombing dkk., 2012).

Sepanjang hidupnya, tulang akan terus mengalami perombakan dan pembentukan atau perbaikan. Perombakan dan perbaikan tulang yang rusak secara kontinyu ini akan menjamin fungsi tulang agar tetap optimal, melindungi tulang dari efek kerusakan serta menjaga kekuatan tulang. Proses remodeling tulang dilakukan dalam 4 fase utama, yaitu aktivasi, resorpsi, fase pembalikan dan pembentukan baru. Selama fase aktivasi, osteoklas berada pada lokasi dimana resorpsi akan terjadi, kemudian melalui enzim osteolitik yang menyerap tulang ke dalam tulang sehingga membentuk *lacunae Howship*. Setelah fase ini berlangsung sekitar 7 hari, fase pembalikan dimulai dan berlangsung 5 hingga 15 hari. Selama fase osteoformasi berikutnya yang berlangsung 1 hingga 3 bulan, resorpsi lakuna dilakukan secara bertahap dan diisi dengan osteoid yang dihasilkan oleh osteoblas. Penyempurnaan mineralisasi tulang dilakukan dengan pengendapan kristal hidroksiapatit ke dalam osteoid. Ada keseimbangan dinamis pada penggabungan antara proses penyerapan dan proses osteoformasi (Rovensky dkk., 2009).



Gambar 2.5 Fase Remodeling Tulang (Idhammad dkk, 2012)

2.3 *Finite Element Methods (FEM)*

Finite element methods (FEM) adalah teknik numerik untuk menyelesaikan masalah yang dideskripsikan melalui persamaan diferensial parsial atau dapat dirumuskan sebagai *functional minimization* (Nikishkov, 2004). Persamaan diferensial ini biasanya sangat sulit untuk mendapatkan solusi yang dapat menjelaskan perilaku sistem rekayasa yang diberikan. Berbagai teknik solusi numerik telah dikembangkan dan diterapkan untuk memecahkan berbagai permasalahan teknik untuk menemukan solusi yang mendekati (Kwon dan Hyochoong, 1996).

Finite element method (FEM) telah menjadi salah satu teknik solusi numerik utama. Salah satu keuntungan utama dari metode ini adalah tujuan umum program komputer dapat dikembangkan dengan cepat untuk menganalisis berbagai macam masalah. Khususnya, segala bentuk kompleks dari domain masalah dengan kondisi yang ditentukan dapat ditangani dengan mudah menggunakan metode ini (Kwon dan Hyochoong, 1996).

Finite element method (FEM) membutuhkan pembagian domain masalah menjadi banyak subdomain dan setiap subdomain disebut elemen hingga. Oleh

karena itu, domain masalah terdiri dari banyak potongan elemen hingga (Kwon dan Hyochoong, 1996).

Berdasarkan *finite element method* ini, terdapat konsep-konsep dasar metode yang sangat berguna untuk memahami kerangka struktur program dari analisis elemen hingga. Prosedur utama dalam analisis elemen hingga tersebut diantaranya (Kwon dan Hyochoong, 1996) :

1. Baca input data dan alokasikan ukuran *array* yang tepat.
2. Menghitung matriks elemen dan vektor untuk setiap elemen.
3. Menghubungkan matriks elemen dan vektor ke dalam sistem matriks dan vektor.
4. Menerapkan batas pada sistem matriks dan vektor.
5. Memecahkan persamaan matriks untuk variabel nodal primer.
6. Menghitung variabel sekunder.
7. Plot dan cetak hasil yang diinginkan.

Tulang dianggap material isotropik artinya memiliki perilaku yang sama jika diberikan perlakuan dari berbagai arah. Menggunakan hubungan *stress* dan *strain* didapatkan persamaan konstitutif $\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\}$, dimana $\{\sigma\} = \{\sigma_x \sigma_y \tau_{xy}\}^T$ bentuk *stress* dan $\{\varepsilon\} = \{\varepsilon_x \varepsilon_y \varepsilon_{xy}\}^T$ adalah *strain*. Matriks sifat material $[D]$ menjadi (Kwon dan Hyochoong, 1996) :

$$[D] = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (1)$$

Perumusan *finite element* untuk elastisitas bahan, diberikan dengan metode metode *Weighted Residual* untuk persamaan elastisitas bahan didapatkan persamaan sebagai berikut secara rincinya dijelaskan dalam lampiran 1.

$$\int_{\Omega} \begin{pmatrix} \frac{\partial \omega_1}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \omega_1}{\partial y} \\ 0 & \frac{\partial \omega_2}{\partial y} & \frac{\partial \omega_2}{\partial x} \end{pmatrix} [D] \begin{pmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{pmatrix} d\Omega = \int_{\Omega} \begin{pmatrix} \omega_1 f_x \\ \omega_2 f_y \end{pmatrix} d\Omega + \int_{r_n} \begin{pmatrix} \omega_1 \bar{\Phi}_x \\ \omega_2 \bar{\Phi}_y \end{pmatrix} dr \quad (2)$$

Hasil fungsi *weighted* ini memberikan bentuk integral domain *finite element*.

$$\int_{\Omega^*} [B]^T [D] [B] d\Omega \{d\} \quad (3)$$

Dimana Ω^* menunjukkan domain elemen. Sehingga, matriks kekakuan elemen untuk elastisitas dapat dibentuk sebagai berikut:

$$[K^e] = \int_{\Omega^*} [B]^T [D] [B] d\Omega \quad (4)$$

Sehingga didapatkan persamaan *finite element* untuk elastisitas bahan adalah sebagai berikut.

$$[K^e] \{d^e\} = \{f^e\} \quad (5)$$

Untuk lebih lengkapnya turunan persamaan pada *finite element methods* diberikan pada lampiran 1.

2.4 Persamaan Remodeling Tulang

Pada tahun 2010, V. Klika dan F. Marsik meneliti model termodinamika remodeling tulang yang dapat menjelaskan proses aktivitas osteoblas dengan memodifikasi dari penelitian sebelumnya. Berikut adalah persamaan kinematika

dari sel *mononucleoid*, *old bone*, *osteoblast*, *osteocyte*, dan *new bone* (Klika dan Marsik, 2010) :

$$\begin{aligned}\frac{dn_{MCELL}}{d\tau} &= -\delta_1(\beta_1 + n_{MCELL})n_{MCELL} + J_3 + J_{New_B} - D_1 \\ \frac{dn_{Old_B}}{d\tau} &= -(\beta_3 - n_{MCELL} + n_{Old_B})n_{Old_B} - D_2 + J_{New_B} \\ \frac{dn_{OB}}{d\tau} &= \delta_3(\beta_6 - n_{Old_B} - (n_{OB} + n_{Osteoid} + n_{New_B}))(\beta_8 - (n_{OB} + n_{Osteoid} + n_{New_B})) \\ &\quad - \delta_4(\beta_{11} - (n_{Osteoid} + n_{New_B})n_{OB}) + D_3 - D_4 \\ \frac{dn_{Osteoid}}{d\tau} &= \delta_4(\beta_{11} - (n_{Osteoid} + n_{New_B}))n_{OB} - \delta_5(\beta_{14} - n_{New_B})n_{Osteoid} + D_4 - D_5 \\ \frac{dn_{New_B}}{d\tau} &= \delta_5(\beta_{14} - n_{New_B})n_{Osteoid} - J_{New_B} + D_5\end{aligned}\quad (6)$$

Tabel 2.2 Parameter Persamaan Termodinamika Remodeling Tulang

Parameter	Satuan	Keterangan
n_{MCELL}	[1]	Perubahan konsentrasi sel <i>mononucleoid</i>
n_{Old_B}	[1]	Perubahan konsentrasi <i>old bone</i>
n_{OB}	[1]	Perubahan konsentrasi <i>osteoblast</i>
$n_{Osteoid}$	[1]	Perubahan konsentrasi <i>osteoid</i>
n_{New_B}	[1]	Perubahan konsentrasi <i>new bone</i>
β_i	[1]	Jumlah normalisasi konsentrasi substansi awal
δ_ρ	[1]	Rasio laju konstan reaksi ke- ρ terhadap laju konstan reaksi kedua
D_ρ	[1]	Pengaruh stimulus dinamik pada laju ke- ρ persamaan kimia
J_i	[1]	Flux substansi ke- i

Parameter yang digunakan pada penelitian ini berdasarkan perhitungan V. Klika dan F. Marsik yang ditunjukkan pada tabel 2.3. Rasio laju konstan reaksi ke- ρ terhadap laju konstan reaksi kedua (δ_ρ) ditunjukkan oleh persamaan (7), sedangkan pengaruh rangsangan dinamik pada laju ke- ρ persamaan kimia D_α

ditunjukkan oleh persamaan (8) (Klika dan Marsik, 2010). Untuk perhitungan kerapatan tulang digunakan persamaan (9) dan modulus Young dengan persamaan (10).

$$\delta_\rho = \frac{k_{+\alpha}}{k_{+2}} \quad (7) \quad D_\alpha = \frac{l_{av}d_{(1)}}{k_{+2}[Bo]^2} \quad (8)$$

$$\rho(I) = \rho_0(N_{Old_B}(I) + N_{New_B}(I)) \quad (9)$$

$$E(I) = E_0 C \left(\frac{\rho(I)}{\rho_0} \right)^3 \text{ dengan } C = \text{konstanta} \quad (10)$$

Tabel 2.3 Nilai Konstanta Persamaan Matematik Remodeling Tulang

Konstanta	Nilai	Satuan	Konstanta	Nilai	Satuan
[Old_B ₀]	Input	mol/l	δ ₁	4	1
[B ₀]	22 10 ¹⁰ /N _A	mol/l	δ ₃	2	1
[New_B ₀]	Input	mol/l	δ ₄	1/7	1
[Osteosid ₀]	0	mol/l	l _{1v}	-1.22 10 ⁻¹⁴	mol/l
[OB ₀]	1.1 10 ¹⁰ /N _A	mol/l	l _{3v}	-3.49 10 ⁻¹⁷	mol/l
β ₆	1.05	1	l _{2v}	3.09 10 ⁻¹⁹	mol/l
β ₃	1/2000	1	l _{4v}	-1.39 10 ⁻¹⁷	mol/l
β ₁	0.6	1	l _{5v}	-5.44 10 ⁻¹⁹	mol/l
β ₁₁	1	1	k ₊₂	6 10 ⁷	l /mol.s
β ₁₄	1/20	1	J _{Old_B}	2.6 10 ⁻⁴	1
β ₈	1/10	1	J _{New_B}	2.6 10 ⁻⁴	1
			J ₃	0.416 10 ⁻⁴	1

2.5 Pengaruh Rangsangan Mekanik

2.5.1 Stress dan Strain

Stress merupakan perubahan bentuk suatu bahan karena pengaruh gaya.

Besarnya *stress* ini bergantung pada besarnya gaya yang diberikan dan luas

penampang bahan. Dalam hal ini, misalnya suatu batang diberikan gaya sebesar F ke arah sumbu Y positif dan gaya yang sama tetapi ke arah sumbu Y negatif, maka gaya-gaya ini akan didistribusikan secara seragam ke seluruh luas penampang batang. Secara matematis, *stress* dirumuskan sebagai (Sears dan Zemansky, 1986):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (11)$$

Dengan:

$$\sigma = \text{stress } (N/m^2)$$

$$F = \text{gaya} (N)$$

$$A = \text{luas permukaan } (m^2)$$

Strain merupakan perbandingan antara perubahan panjang suatu elemen dengan panjang awalnya, dengan nilai $\Delta l > 0$. Perubahan panjang suatu elemen tersebut dipengaruhi oleh suatu gaya. Secara matematis, *strain* dirumuskan sebagai (Frauenfelder dan Huber, 1966):

$$\varepsilon = \frac{(l-l_0)}{l_0} \quad (12)$$

Dengan:

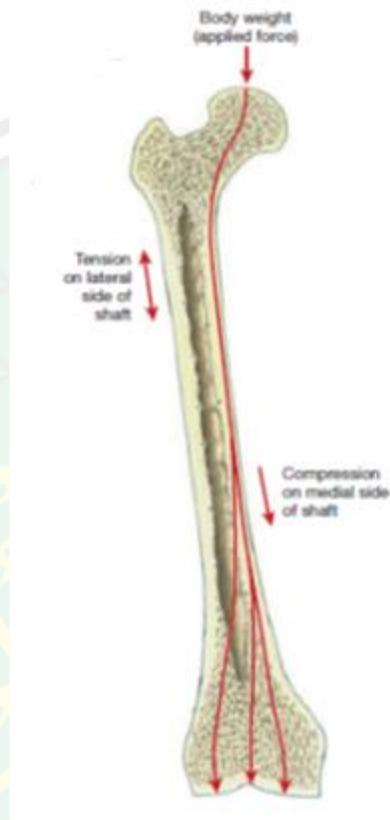
$$\varepsilon = \text{strain}$$

$$l = \text{panjang akhir } (m)$$

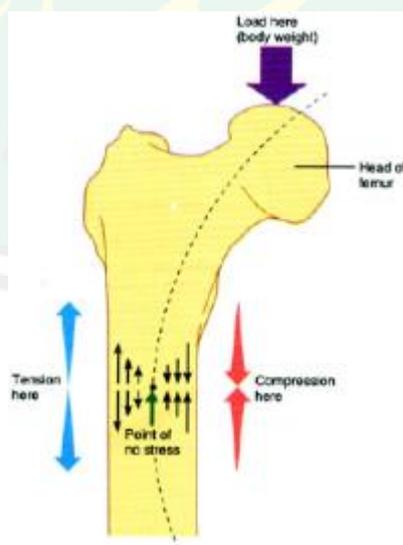
$$l_0 = \text{panjang awal } (m)$$

Ketika tulang femur diberikan rangsangan mekanik berupa gaya sebesar F , maka rangsangan mekanik didistribusikan ke sepanjang tulang dimana tulang batang kanan mengalami pemampatan sedangkan batang kiri mengalami *stress*. Dalam hal ini, pada tulang bagian kanan akan mengalami pemampatan

dengan nilai *stress* dan *strain*nya bernilai positif. Sedangkan pada batang kiri mengalami pemalaran dimana nilai *stress* dan *strain* bernilai negatif (Martini dkk, 2009).



Gambar 2.6 Persebaran Gaya pada Tulang Femur (Martini dkk, 2009)



Gambar 2.7 Pemampatan dan Pemalaran pada Tulang Femur (Martini dkk, 2009)

2.5.2 *Rate strain*

Penelitian ini juga mencari nilai *rate strain* yang terjadi pada setiap sel tulang yang akan mempengaruhi proses remodeling tulang. Nilai *rate strain* didapatkan dengan menggunakan persamaan (Kwon dan Hyochoong, 1996):

$$\omega = 2\pi f \varepsilon \quad (13)$$

Dengan :

$$f = \text{frekuensi (Hz)}$$

Rate strain mengindikasikan bahwa pada sel tulang terjadi osilasi gelombang yang teredam akibat persebaran gaya yang diberikan pada tulang. Osilasi ini pada akhirnya akan mempengaruhi proses pembentukan sel osteoblas yang berfungsi untuk pembentukan tulang. Sehingga pada sel tulang yang mengalami *rate strain* paling besar akan mengaktifkan sel osteoblas lebih banyak, akibatnya akan memiliki tulang yang lebih rapat (Yakin, 2014).

2.5.3 Kerapatan Tulang

Berdasarkan persamaan (6), nilai kerapatan tulang berbanding lurus dengan *rate strain*. Dalam hal ini, rangsangan mekanik berperan aktif dalam mengaktifkan aktivitas sel osteoblas lebih banyak, sehingga proses pembentukan tulang semakin besar. Peningkatan proses pembentukan tulang ini diharapkan akan menyebabkan tulang menjadi lebih rapat (Yakin, 2014).

2.5.4 Batas Elastisitas Tulang

Batas elastisitas tulang memiliki hubungan yang erat dengan modulus Young. Dalam hal ini, batas elastisitas didapatkan dari persamaan (10), dimana konstanta C berbeda untuk setiap perbedaan usia tulang dan aktivitas fisik. Selain itu, pada perhitungan batas elastisitas juga dipengaruhi oleh kerapatan

tulang. Sehingga, rangsangan mekanik dapat mempengaruhi nilai batas elastisitas tulang ini, dimana semakin besar nilai kerapatan sel tulang, maka batas elastisitas yang dihasilkan juga semakin besar (Yakin, 2014).



BAB III METODOLOGI

3.1 Jenis Penelitian

Jenis penelitian ini adalah penelitian pemodelan simulasi. Penelitian pemodelan ini, bertujuan untuk mensimulasikan pengaruh rangsangan mekanik berupa gaya untuk mengetahui persebaran *stress*, *strain* dan *rate strain*. Kemudian nilai *rate strain* yang dihasilkan digunakan untuk menghitung densitas dan menentukan batas elastisitas pada tulang.

3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian yang berjudul “Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik terhadap Batas Elastisitas Sel Tulang Berbasis *Finite Element Methods* (FEM)”, dilaksanakan pada 5 September 2019 sampai 30 September 2019 di Laboratorium Komputasi Jurusan Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.

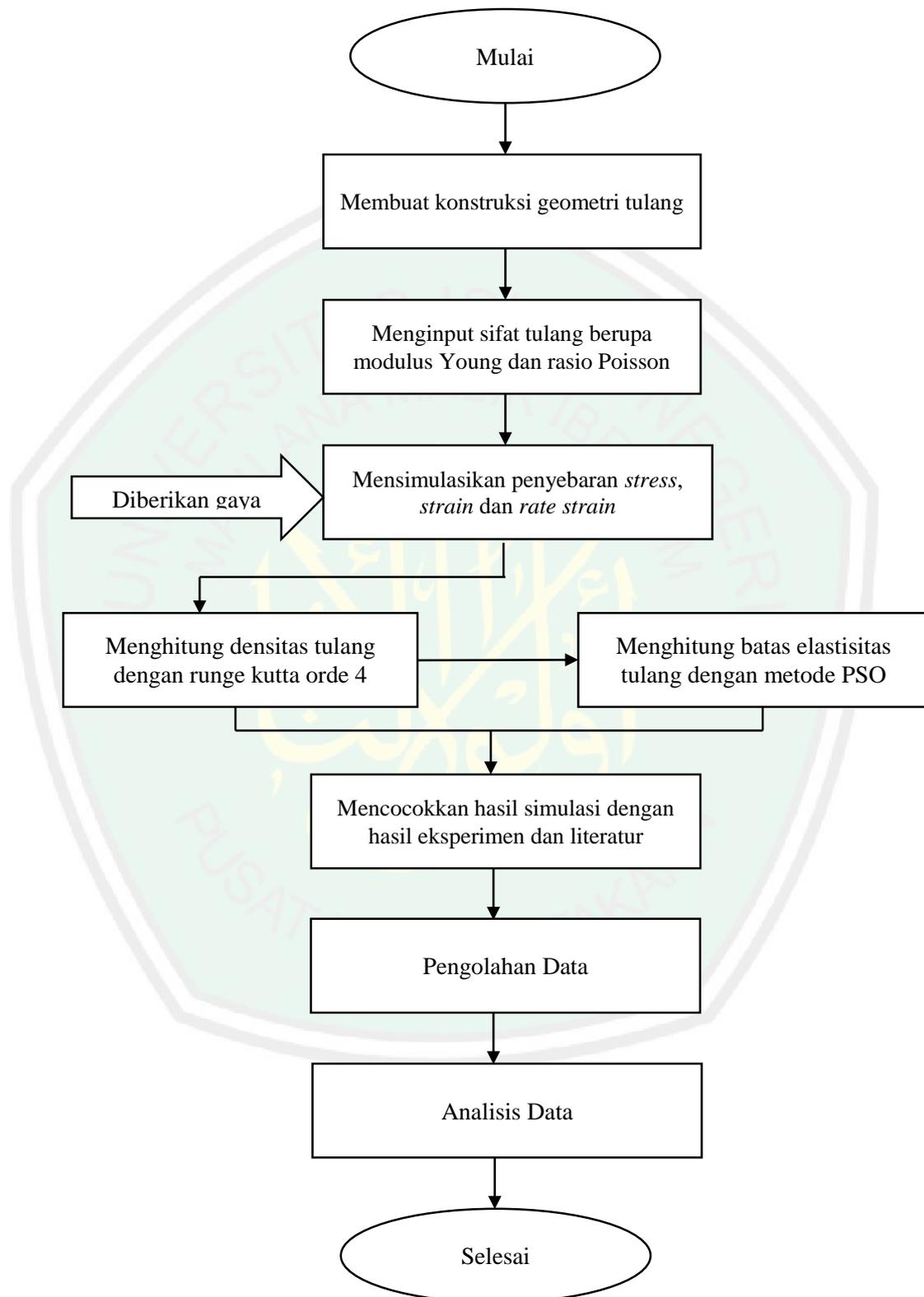
3.3 Alat dan Bahan

Adapun alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian ini diantaranya: laptop, *software* MATLAB versi 2008 serta Ms. Word dan Ms. Excel 2013.

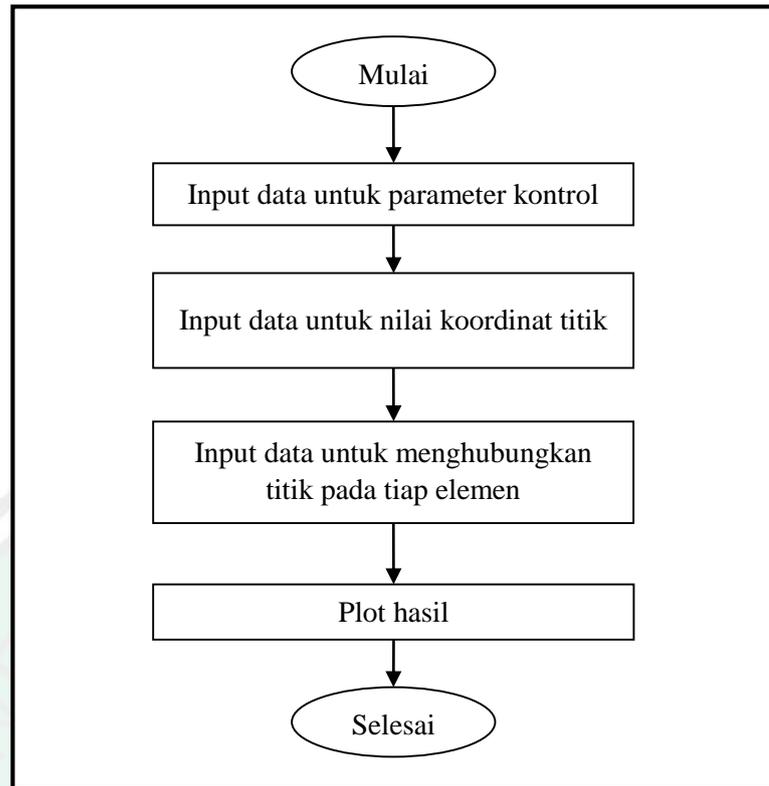
3.4 Variabel Penelitian

Variabel bebas dalam penelitian ini antara lain usia, modulus Young, rasio Poisson dan gaya yang diberikan berdasarkan jenis aktivitas fisik. Sedangkan variabel terikat dalam penelitian ini adalah perubahan nilai *stress*, *strain* dan *rate strain*, densitas tulang dan batas elastisitas tulang.

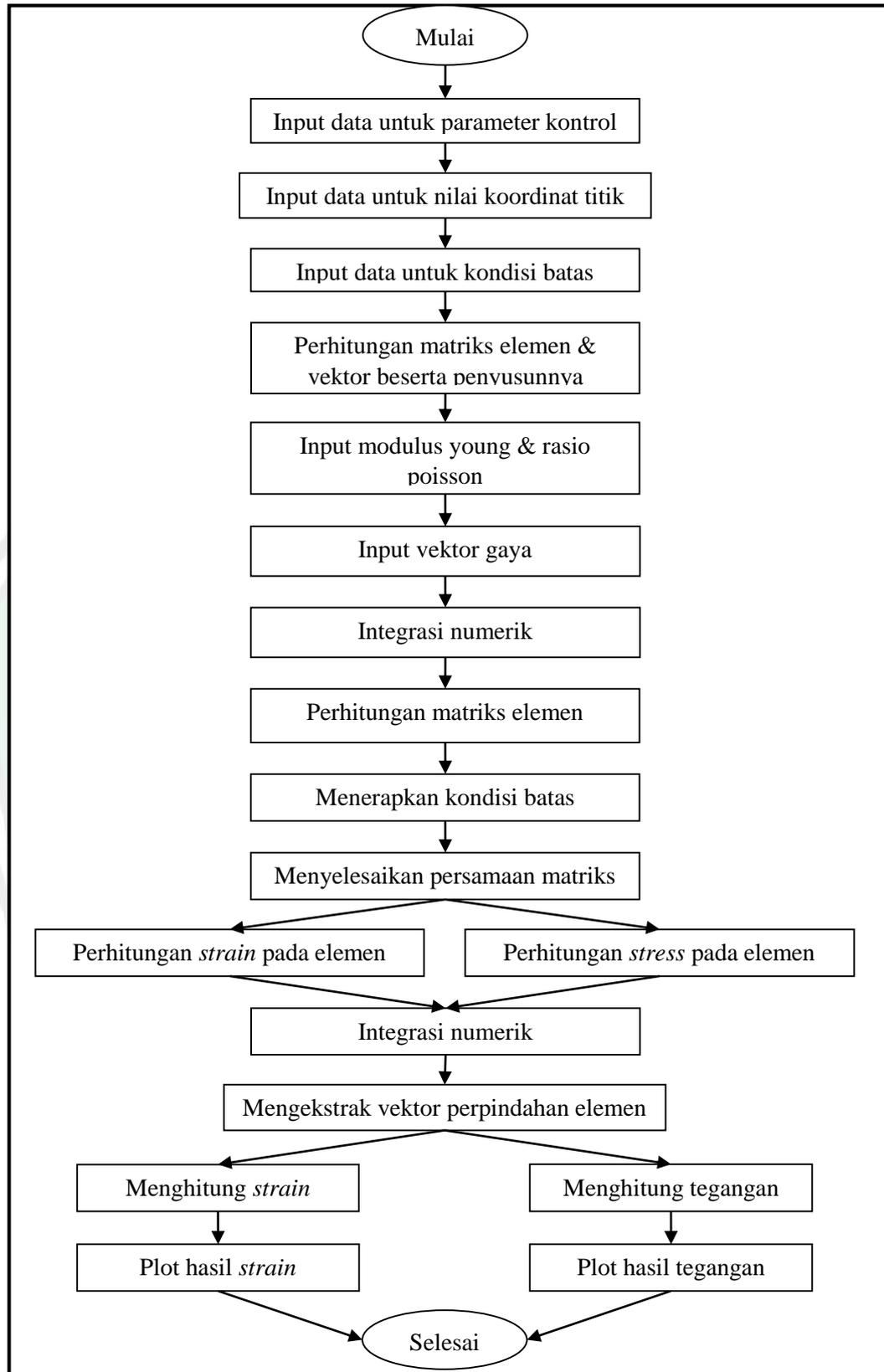
3.5 Diagram Alir Penelitian



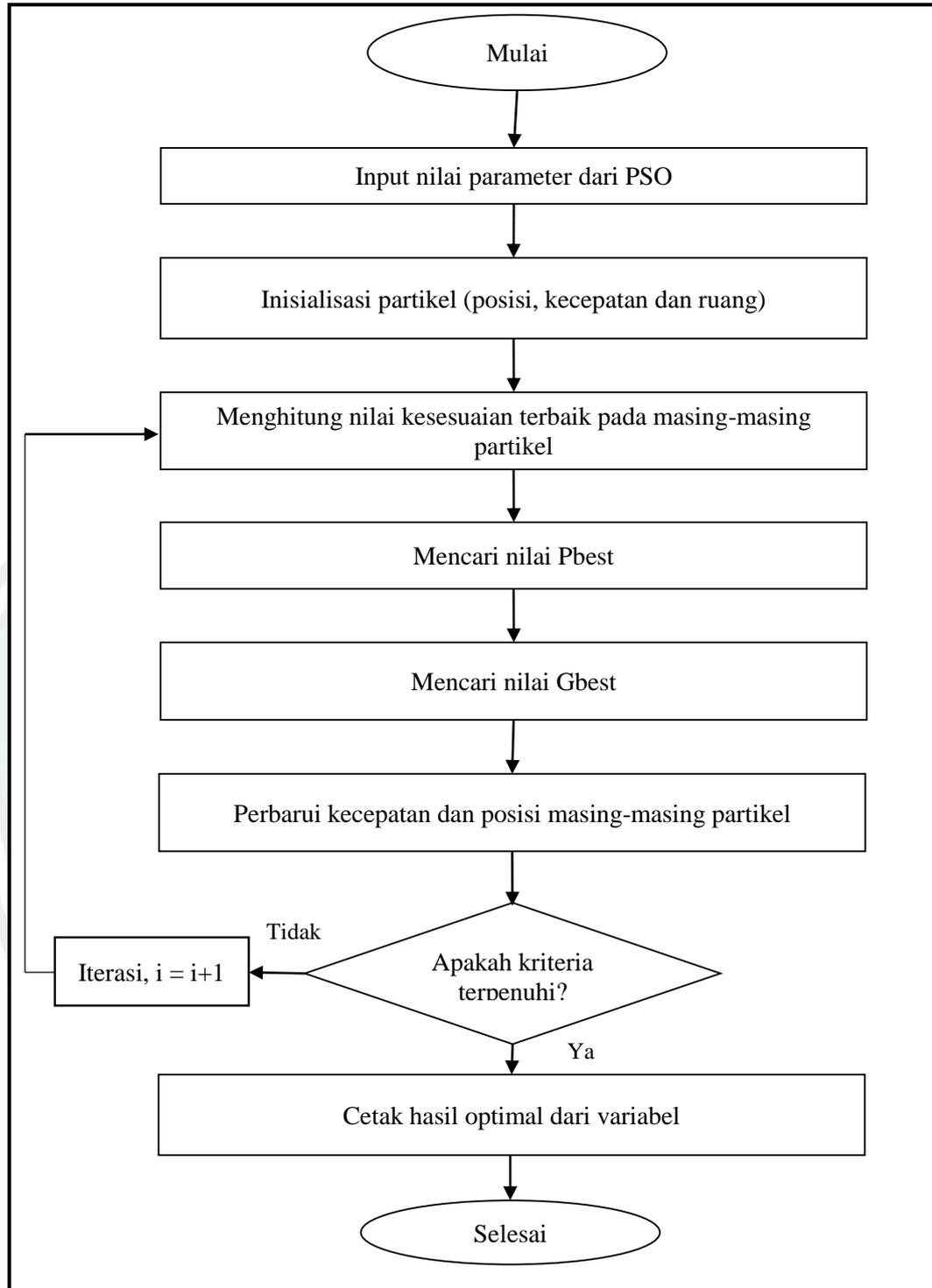
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian



Gambar 3.2 Diagram Alir Algoritma Program Konstruksi Tulang



Gambar 3.3 Diagram Alir Algoritma Program Elastisitas (*Strain & Stress*)



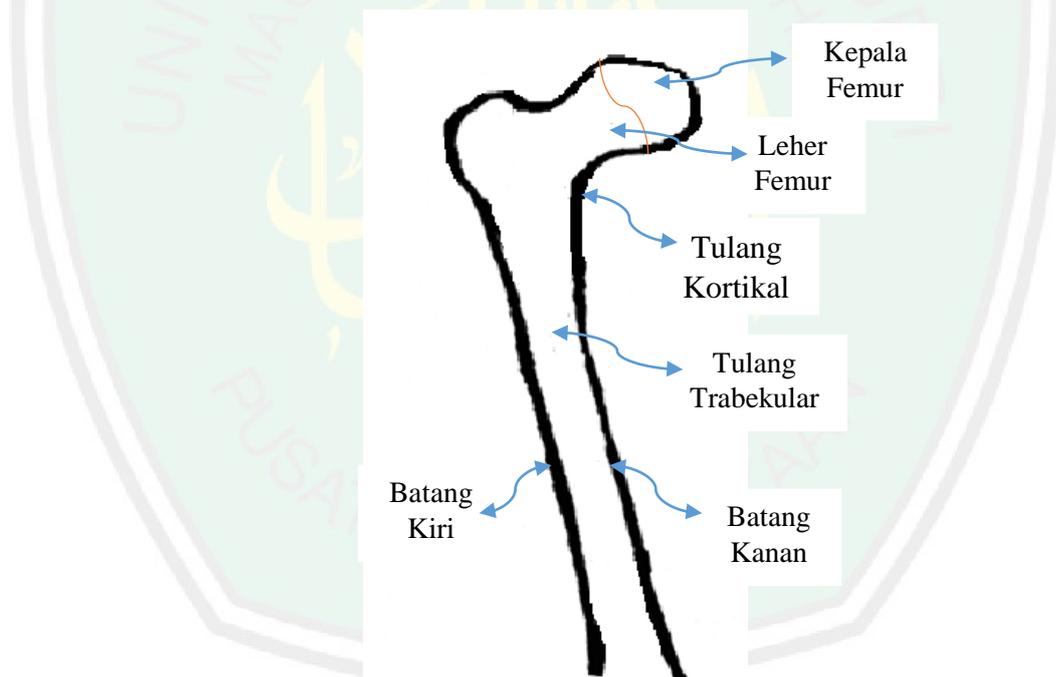
Gambar 3.4 Diagram Alir Algoritma Program PSO (Schutte, 2005)

3.6 Prosedur Penelitian

Adapun prosedur penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Konstruksi Geometri Tulang

Dibuat konstruksi geometri tulang dalam bentuk tulang femur. Dalam hal ini, geometri tulang terdiri atas 1580 elemen dan 907 titik, dimana setiap elemen ini berbentuk segitiga dengan lebar 1 cm dan tinggi 0,2 cm. Konstruksi tulang femur ini dibuat menjadi 2 lapisan yaitu lapisan dalam berupa tulang trabekular dan lapisan luar berupa tulang kortikal. Pengamatan akan dilakukan pada titik-titik tertentu, yaitu kepala femur, leher femur, batang kiri femur dan batang kanan femur (gambar 3.5).



Gambar 3.5 Konstruksi Gambar dan Geometri Tulang Femur

2. Input Sifat Tulang

Dalam tahap ini, konstruksi tulang femur akan diberikan input sifat tulang berupa modulus Young dan rasio Poisson berdasarkan usia. Modulus

Young dan rasio Poisson untuk tulang kortikal dan trabekular pada masing-masing usia dapat dilihat pada tabel 3.1.

Tabel 3.1 Modulus Young dan Rasio Poisson untuk Tulang Kortikal dan Trabekular Berdasarkan Usia (Keaveny dkk., 2004)

Usia (tahun)	Tulang Kortikal		Tulang Trabekular	
	E (MPa)	Rasio Poisson	E (MPa)	Rasio Poisson
25	17.9	0.40	13.0	0.50
44	17.219	0.495	10.53	0.595
51	16.9692	0.53	9.62	0.63
59.6	16.6828	0.57	8.58	0.67

3. Simulasi Penyebaran *Stress*, *Strain* dan *Rate strain*

Simulasi tekanan dilakukan dengan memberikan gaya tekan (F) pada persambungan tulang panggul dan femur pada titik 906. Batas kondisi untuk simulasi adalah memberikan batas nol pada ujung batang tulang. Gaya yang diberikan sesuai dengan usia serta aktivitas fisik berdiri, berjalan, berjalan cepat, naik tangga dan berlari. Untuk aktivitas berdiri diberikan gaya ($2 \times \text{berat badan}$) N , berjalan ($2.7 \times \text{berat badan}$) N , berjalan cepat ($3.05 \times \text{berat badan}$) N , naik tangga ($3.5 \times \text{berat badan}$) N dan untuk berlari ($4.65 \times \text{berat badan}$) N .

4. Perhitungan Densitas Tulang

Perhitungan densitas tulang terhadap rangsangan mekanik dilakukan pada tulang femur dengan menggunakan Runge-Kutta orde 4 pada persamaan (11) dengan menggunakan software MATLAB 2008. Variabel *rate strain* didapatkan dari tahap simulasi penyebaran *stress*, *strain* dan *rate strain*. Perhitungan densitas tulang ini dilakukan pada beberapa titik, yaitu

kepala femur, leher femur yang termasuk tulang trabekular dan batang kanan dan kiri yang termasuk tulang kortikal.

5. Perhitungan Batas Elastisitas Tulang

Perhitungan batas elastisitas dilakukan menggunakan *particle swarm optimization* (PSO). Batas elastisitas tulang ini dihitung dengan menghitung *stress* dan *strain* sampai pada batas plastisnya, dimana pada saat itu tulang patah. Kemudian, nilai batas elastisitas tulang ini dicocokkan dengan literatur batas elastisitas tulang.

3.7 Teknik Pengolahan Data

Data yang diperoleh dari program berupa nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* serta perubahan nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* akibat perbedaan aktivitas fisik berupa berdiri dan berjalan. Kemudian data untuk menentukan resiko fraktur yang ditimbulkan akibat perbedaan usia berupa data *stress*. Kemudian, hasil-hasil ini dicatat pada tabel 3.2, 3.3. Kemudian, berdasarkan perubahan nilai *rate strain*, dihitung nilai kerapatan tulang menggunakan persamaan V.Klika dan F.Marsik serta dihitung batas elastisitas tulang menggunakan persamaan (16) dengan metode *particle swarm optimization* (PSO). Setelah itu, nilai kerapatan tulang dan batas elastisitas tulang ini dicatat pada tabel 3.3 dan 3.4.

Tabel 3.2 Perubahan Nilai *Stress*, *Strain* dan *Rate Strain* Akibat Rangsangan Mekanik

Usia (tahun)	Titik Pengamatan	Aktivitas	<i>Stress</i> (MPa)	<i>Strain</i>	<i>Rate Strain</i> (s ⁻¹)
	Kepala Femur (1)	Berdiri			
		Berjalan			
		Berjalan, cepat			
		Naik Tangga			
		Berlari			
	Leher Femur (2)	Berdiri			
		Berjalan			
		Berjalan, cepat			
		Naik Tangga			
		Berlari			
	Batang Kiri (3)	Berdiri			
		Berjalan			
		Berjalan, cepat			
		Naik Tangga			
		Berlari			
	Batang Kanan (4)	Berdiri			
		Berjalan			
		Berjalan, cepat			
		Naik Tangga			
		Berlari			

Tabel 3.3 Hasil Perhitungan Batas Elastisitas Tulang

Usia (tahun)	Titik Pengamatan	Aktivitas	E_0 (Mpa)	$\rho(I)$ (gr/cm^2)	C	E (Gpa)	Ketepatan (%)
	Kepala Femur (1)	Berdiri					
		Berjalan					
		Berjalan, cepat					
		Naik Tangga					
		Berlari					
	Leher Femur (2)	Berdiri					
		Berjalan					
		Berjalan, cepat					
		Naik Tangga					
		Berlari					
	Batang Kiri (3)	Berdiri					
		Berjalan					
		Berjalan, cepat					
		Naik Tangga					
		Berlari					
	Batang Kanan (4)	Berdiri					
		Berjalan					
		Berjalan, cepat					
		Naik Tangga					
		Berlari					

3.8 Teknik Analisis Data

Teknik analisis data yang digunakan dalam penelitian ini adalah teknik analisis deskriptif dan grafik. Analisis deskriptif ini dilakukan dengan mengamati perubahan nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* serta batas elastisitas pada tulang yang diberikan rangsangan mekanik akibat aktivitas fisik yang berbeda. Kemudian, data yang diperoleh ini akan diungkapkan dalam bentuk grafik.

Kemudian, grafik yang telah diperoleh tersebut diplot untuk mengetahui pengaruh rangsangan mekanik berupa aktivitas fisik berdiri, berjalan, berjalan cepat, naik tangga dan berlari terhadap batas elastisitas tulang. Dari grafik ini, dilakukan pula analisis deskripsi berdasarkan penelitian sebelumnya.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Hasil dan Analisa Data Hasil Penelitian

4.1.1 Persebaran *Stress*, *Strain* dan *Rate Strain* pada Tulang Akibat Rangsangan Mekanik

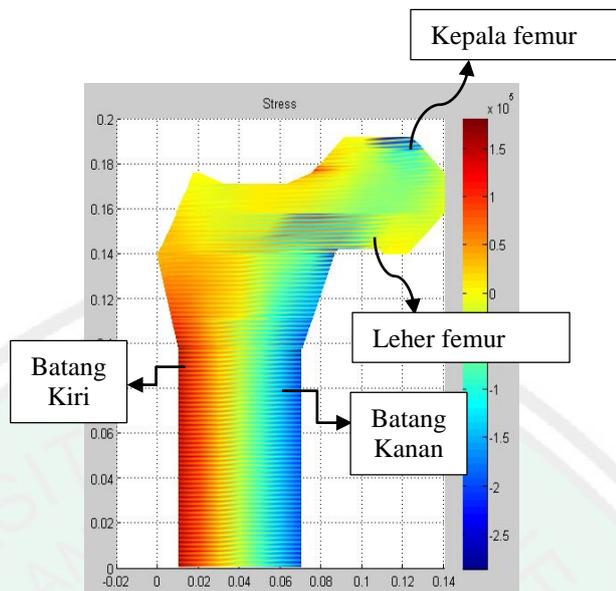
Rangsangan mekanik yang diberikan pada tulang femur mengakibatkan perbedaan persebaran nilai *stress*, *strain* dan *rate strain*. Persebaran *stress*, *strain* dan *rate strain* juga dipengaruhi oleh perbedaan usia. Hal ini dikarenakan adanya perbedaan nilai modulus Young dan rasio Poisson untuk masing-masing usia. Rangsangan mekanik yang diberikan berupa aktivitas fisik yang terdiri dari berdiri, berjalan, berjalan cepat, naik tangga dan berlari.

Perbedaan aktivitas fisik menyebabkan perbedaan gaya yang diterima oleh tulang. Gaya yang diberikan pada tulang ini didasarkan pada aktivitas fisik dan berat tubuh pasien. Nilai gaya untuk masing-masing usia dan aktivitas fisik ini dapat diamati pada tabel 4.1.

Tabel 4.1 Gaya yang Diberikan pada Tulang Berdasarkan Usia dan Aktivitas Fisik

Usia (Tahun)	Gaya (N)				
	Berdiri	Berjalan	Berjalan, Cepat	Naik Tangga	Berlari
25	1290	1741.5	1967.25	2257.5	2999.25
44	1220	1647	1860.5	2135	2836.5
51	1090	1471.5	1716.75	1907.5	2534.5
59.6	1200	1620	1830	2100	2790

1. Perubahan Nilai *Stress* Akibat Rangsangan Mekanik



Gambar 4.1 Persebaran Nilai *Stress* pada Tulang Femur Usia 25 Tahun (Aktivitas Berdiri)

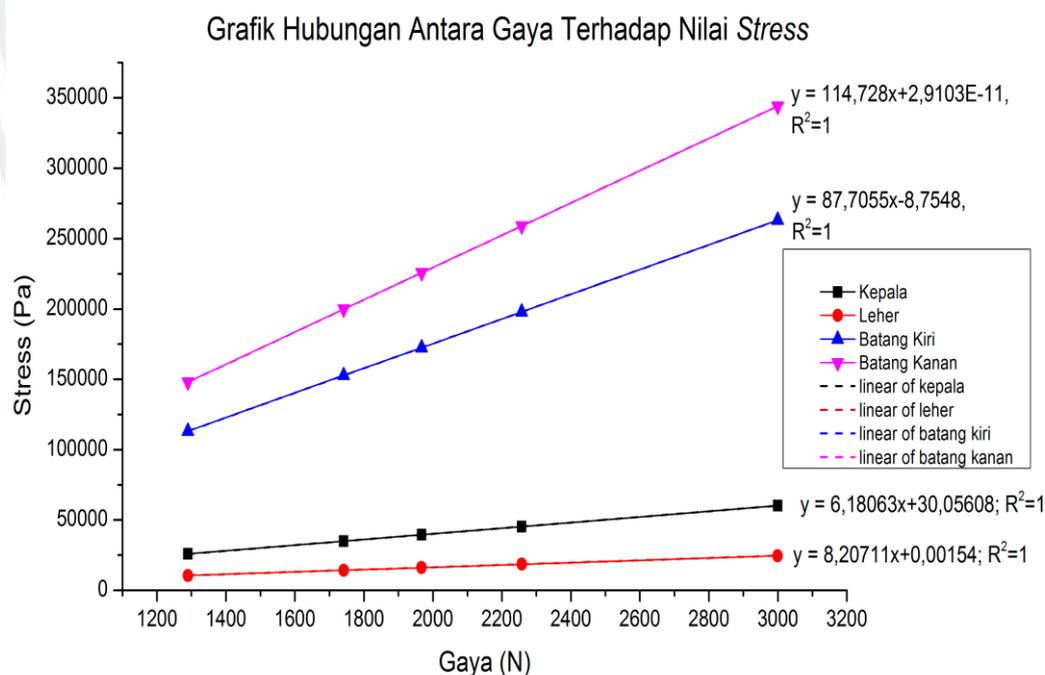
Gambar 4.1 menunjukkan hasil persebaran nilai *stress* pada tulang femur ketika berdiri. Pengamatan nilai *stress* pada penelitian ini dilakukan pada tulang femur di titik-titik tertentu, yaitu kepala femur, leher femur, batang kanan dan batang kiri femur.

Berdasarkan hasil simulasi, nilai *stress* pada tulang femur dapat dilihat pada tabel 4.2.

Tabel 4.2 Data Hasil Nilai *Stress* pada Usia 25 Tahun

Aktivitas	<i>Stress</i> (Pa)			
	Kepala Femur (1)	Leher Femur (2)	Batang Kiri (3)	Batang Kanan (4)
Berdiri	2.588×10^4	1.0587×10^5	1.1313×10^5	1.4800×10^5
Berjalan	3.493×10^4	1.4293×10^5	1.5273×10^5	1.9980×10^5
Berjalan, cepat	3.9465×10^4	1.6145×10^5	1.7253×10^5	2.2570×10^5
Naik Tangga	4.5281×10^4	1.8528×10^5	1.9799×10^5	2.5900×10^5
Berlari	6.016×10^4	2.4615×10^5	2.6304×10^5	3.4410×10^5

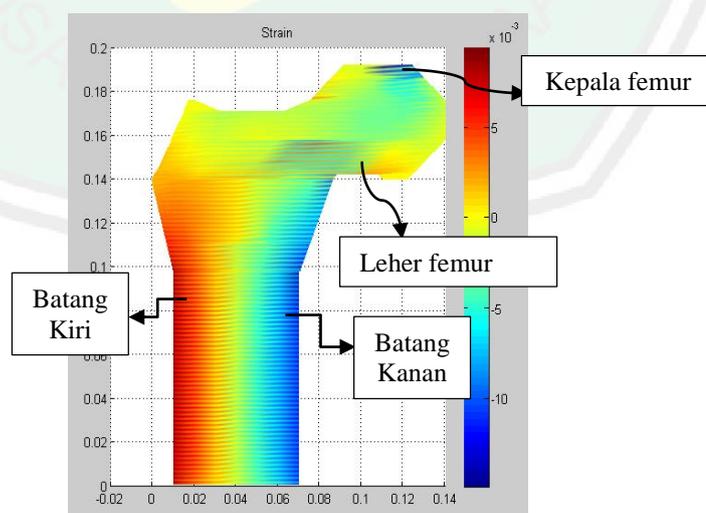
Akibat perbedaan aktivitas fisik mulai dari berdiri, berjalan, berjalan cepat, naik tangga dan berlari didapatkan peningkatan pada nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* pada usia 25 tahun. Berdasarkan hasil simulasi, pada bagian kepala femur ketika aktivitas berdiri, nilai *stress*-nya adalah 2.588×10^4 Pa dan nilai *stress* saat aktivitas berjalan adalah 3.493×10^4 Pa. Kemudian, nilai *stress* untuk bagian leher femur pada aktivitas berdiri adalah 1.0587×10^5 Pa dan saat aktivitas berjalan adalah 1.4293×10^5 Pa. Sedangkan pada bagian batang kiri, didapatkan nilai *stress* 1.1313×10^5 Pa untuk aktivitas berdiri dan untuk aktivitas berjalan 1.5273×10^5 Pa. Selanjutnya, pada batang kanan didapatkan nilai *stress* 1.48×10^5 Pa untuk aktivitas berdiri dan untuk aktivitas berjalan 1.9980×10^5 Pa. Untuk hasil nilai *stress* pada aktivitas berjalan cepat, naik tangga dan berlari ditunjukkan tabel 4.2.



Gambar 4.2 Grafik Hubungan Antara Gaya Terhadap Persebaran Nilai *Stress* pada Usia 25 Tahun

Berdasarkan gambar 4.2, dapat diamati bahwa nilai *stress* yang dihasilkan semakin meningkat seiring bertambahnya gaya yang diterima oleh tulang pada semua titik pengamatan. Pada masing-masing titik pengamatan, didapatkan rentang nilai *stress* yang berbeda-beda. Peningkatan nilai *stress* yang signifikan terjadi pada titik pengamatan batang kanan dan batang kiri. Sedangkan pada titik pengamatan kepala dan leher terjadi pula peningkatan nilai *stress*, tetapi peningkatannya tidak sebesar peningkatan pada bagian batang. Hal ini dapat diamati pada tingkat gradien di batang kanan dan batang kiri lebih besar dibandingkan gradien pada bagian kepala dan leher femur. Perbedaan rentang nilai dan perbedaan tingkat pertambahan nilai *stress* ini disebabkan karena perbedaan jenis tulang. Hal ini terjadi karena batang kanan dan kiri femur termasuk tulang kortikal sedangkan kepala dan leher femur termasuk tulang trabekular. Tulang kortikal memiliki struktur yang lebih rapat dan kuat dibandingkan dengan tulang trabekular, sehingga nilai *stress* yang dihasilkan juga lebih besar.

2. Perubahan Nilai *Strain* Akibat Rangsangan Mekanik



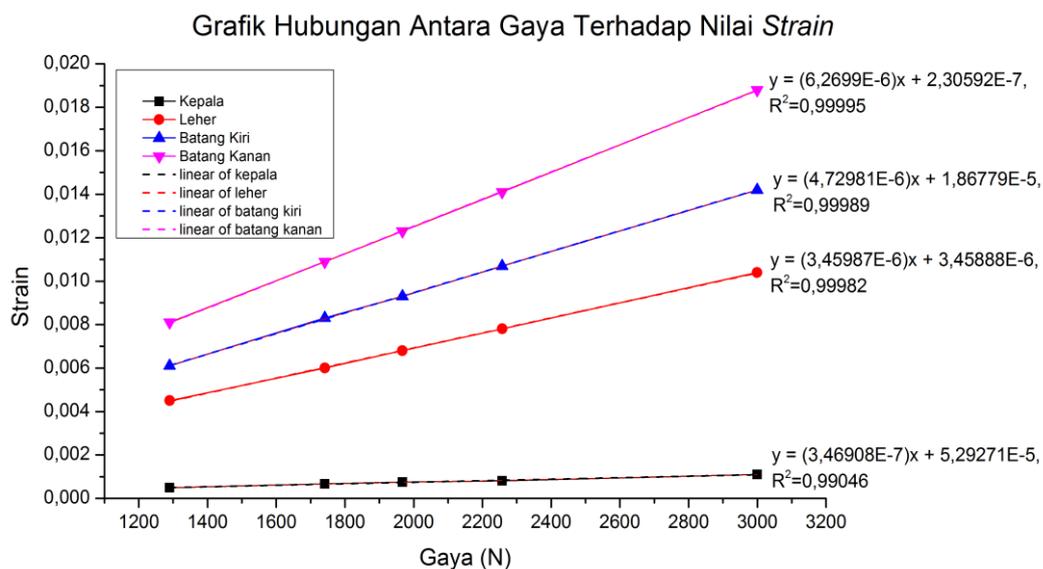
Gambar 4.3 Persebaran Nilai *Strain* pada Tulang Femur Usia 25 Tahun (Aktivitas Berdiri)

Gambar 4.3 menunjukkan hasil persebaran nilai *strain* pada tulang femur ketika berdiri. Pengamatan nilai *strain* pada penelitian ini dilakukan pada tulang femur di titik-titik tertentu, yaitu kepala femur, leher femur, batang kanan dan batang kiri femur. Persebaran nilai *strain* sebanding dan searah dengan persebaran nilai *stress*. Hal ini ditandai dengan persebaran warna pada hasil simulasi yang sama antara persebaran nilai *stress* dan *strain*.

Tabel 4.3 Data Hasil Nilai *Strain* pada Usia 25 Tahun

Aktivitas	<i>Strain</i>			
	Kepala Femur (1)	Leher Femur (2)	Batang Kiri (3)	Batang Kanan (4)
Berdiri	4.944×10^{-4}	0.0045	0.0061	0.0081
Berjalan	6.674×10^{-4}	0.0060	0.0083	0.0109
Berjalan, cepat	7.540×10^{-4}	0.0068	0.0093	0.0123
Naik Tangga	8.066×10^{-4}	0.0078	0.0107	0.0141
Berlari	0.0011	0.0104	0.0142	0.0188

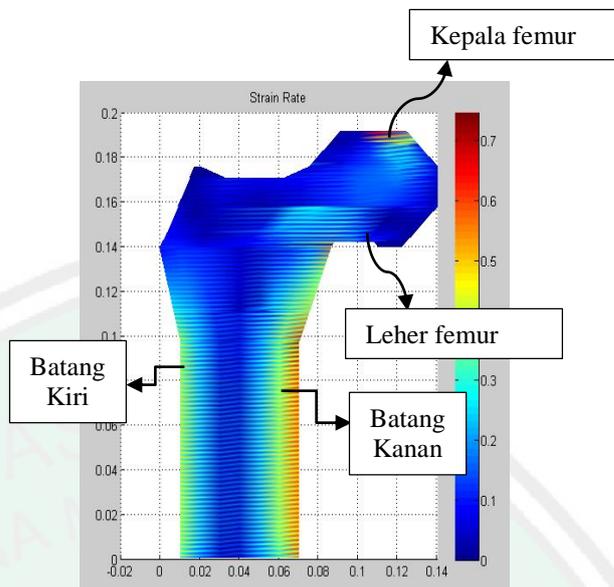
Berdasarkan hasil simulasi, pada usia 25 tahun, nilai *strain* pada bagian kepala femur saat aktivitas berdiri adalah 4.944×10^{-4} dan pada aktivitas berjalan 6.674×10^{-4} . Kemudian, nilai *strain* untuk bagian leher femur pada aktivitas berdiri adalah 0.0045 dan saat aktivitas berjalan adalah 0.0060. Sedangkan pada bagian batang kiri, didapatkan nilai *strain* 0.0061 untuk aktivitas berdiri dan 0.0083 untuk aktivitas berjalan. Selanjutnya, pada batang kanan didapatkan nilai *strain* 0.0081 untuk aktivitas berdiri dan 0.0109 untuk aktivitas berjalan. Untuk hasil nilai *strain* pada aktivitas berjalan cepat, naik tangga dan berlari dapat diamati pada tabel 4.3.



Gambar 4.4 Grafik Hubungan Antara Gaya Terhadap Persebaran Nilai *Strain* pada Usia 25 Tahun

Berdasarkan gambar 4.4, dapat diamati bahwa nilai *strain* yang dihasilkan semakin meningkat seiring bertambahnya gaya yang diterima oleh tulang pada semua titik pengamatan. Pada masing-masing titik pengamatan, didapatkan rentang nilai *strain* yang berbeda-beda. Peningkatan nilai *strain* yang signifikan terjadi pada batang kanan, batang kiri dan leher femur. Sedangkan pada kepala femur terjadi pula peningkatan nilai *strain*, tetapi peningkatannya tidak sebesar peningkatan pada bagian batang dan leher. Hal ini dapat diamati pada tingkat gradien di batang kanan, batang kiri dan leher femur lebih besar dibandingkan gradien pada bagian kepala femur. Perbedaan rentang nilai dan perbedaan tingkat pertambahan nilai *strain* ini disebabkan karena perbedaan jenis tulang dan titik pengamatan. Hal ini terjadi karena batang kanan dan kiri femur termasuk tulang kortikal sedangkan kepala dan leher femur termasuk tulang trabekular. Berdasarkan hasil ini, nilai *strain* pada tulang femur akan semakin menurun pada posisi tulang panjang menuju ke kepala femur.

3. Perubahan Nilai *Rate Strain* Akibat Rangsangan Mekanik



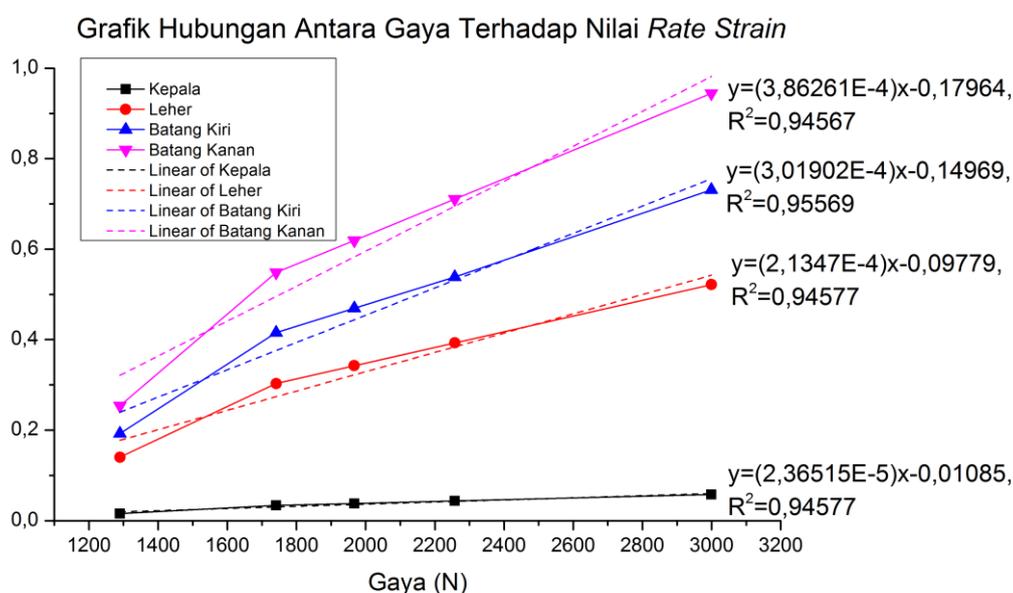
Gambar 4.5 Persebaran Nilai *Rate Strain* pada Tulang Femur Usia 25 Tahun (Aktivitas Berdiri)

Berdasarkan hasil simulasi, nilai *rate strain* didapatkan dengan menggunakan persamaan $\omega = 2\pi f \epsilon$. Sehingga, nilai *rate strain* berhubungan dengan nilai *strain* yang dihasilkan dan nilai frekuensi yang diberikan. Dalam hal ini, untuk keadaan statis diberikan frekuensi 5 Hz dan untuk keadaan dinamis diberikan frekuensi 8 Hz. Persebaran nilai *rate strain* ini dapat diamati pada gambar 4.5.

Tabel 4.4 Data Hasil Nilai *Rate Strain*

Aktivitas	<i>Rate Strain</i> (s ⁻¹)			
	Kepala Femur (1)	Leher Femur (2)	Batang Kiri (3)	Batang Kanan (4)
Berdiri	0.0155	0.1403	0.1924	0.2538
Berjalan	0.0336	0.3030	0.4156	0.5483
Berjalan, cepat	0.0379	0.3423	0.4695	0.6194
Naik Tangga	0.0435	0.3928	0.5388	0.7108
Berlari	0.0578	0.5219	0.7134	0.9443

Berdasarkan hasil simulasi, pada usia 25 tahun, nilai *rate strain* untuk bagian kepala femur ketika aktivitas berdiri adalah 0.0155 s^{-1} dan 0.0336 s^{-1} ketika berjalan. Kemudian, nilai *rate strain* untuk bagian leher femur pada aktivitas berdiri adalah 0.1403 s^{-1} dan saat aktivitas berjalan adalah 0.303 s^{-1} . Sedangkan pada bagian batang kiri, didapatkan nilai *rate strain* 0.1924 s^{-1} untuk aktivitas berdiri dan 0.4156 s^{-1} untuk aktivitas berjalan. Selanjutnya, pada batang kanan didapatkan nilai *rate strain* 0.2538 s^{-1} untuk aktivitas berdiri dan 0.5483 s^{-1} untuk aktivitas berjalan. Untuk hasil nilai *rate strain* pada aktivitas berjalan cepat, naik tangga dan berlari ditunjukkan tabel 4.4.



Gambar 4.6 Grafik Hubungan Antara Gaya terhadap Nilai Rate Strain

Berdasarkan gambar 4.6, nilai *rate strain* semakin meningkat seiring bertambahnya gaya yang diterima oleh tulang. Peningkatan signifikan nilai *rate strain* terjadi pada bagian batang kanan, batang kiri dan leher femur ketika diberikan gaya 1290 N menuju 1741.5 N. Peningkatan ini terjadi karena perbedaan frekuensi yang diberikan. Saat keadaan statis diberikan frekuensi 5

Hz dan untuk keadaan dinamis diberikan frekuensi 8 Hz. Sedangkan pada bagian kepala femur terjadi pula peningkatan nilai *rate strain*, tetapi peningkatannya tidak sebesar peningkatan pada bagian batang dan leher. Hal ini dapat diamati pada tingkat gradien di batang kanan, batang kiri dan leher femur lebih besar dibandingkan gradien pada bagian kepala femur. Perbedaan rentang nilai dan perbedaan tingkat pertambahan nilai *rate strain* ini disebabkan karena perbedaan jenis tulang dan titik pengamatan. Hal ini terjadi karena batang kanan dan kiri femur termasuk tulang kortikal sedangkan kepala dan leher femur termasuk tulang trabekular. Berdasarkan hasil ini, nilai *rate strain* pada tulang femur akan semakin menurun pada posisi batang femur menuju ke kepala femur.

4.1.2 Perubahan Batas Elastisitas Tulang Akibat Perubahan Rangsangan

Mekanik

Tabel 4.5 merupakan hasil perhitungan modulus Young pada fase istirahat (resorpsi). Perhitungan ini diperoleh dengan menggunakan persamaan 15. Nilai konstanta C yang dihasilkan berbeda untuk setiap perbedaan usia, aktivitas fisik dan titik pengamatan. Pada persamaan ini, nilai modulus Young pada fase istirahat dipengaruhi oleh nilai kerapatan tulang dan nilai konstanta C yang dihasilkan. Perhitungan ini dilakukan dengan menggunakan metode *Particle Swarm Optimization* (PSO).

Tabel 4.5 menunjukkan nilai modulus Young untuk usia 25 tahun pada batang kanan dan kiri. Nilai modulus Young pada batang kanan saat aktivitas berdiri adalah 17.29 GPa, ketika aktivitas berjalan 17.31 GPa dan pada aktivitas berjalan cepat 17.51 GPa. Kemudian nilai modulus Young saat fase

istirahat untuk batang kiri adalah sebagai berikut. Nilai modulus Young ketika aktivitas berdiri adalah 17.11 GPa, saat aktivitas berjalan 17.82 GPa dan saat aktivitas berjalan cepat 17.84 GPa. Data hasil nilai modulus Young baru untuk aktivitas naik tangga dan berlari dapat diamati pada tabel 4.5. Berdasarkan korelasi data eksperimen dan komputasi, didapatkan rata-rata tingkat ketelitian 95.85 % pada batang kiri dan 96.58 % untuk batang kanan.

Tabel 4.5 Nilai Modulus Young pada Fase Istirahat pada Usia 25 Tahun

Titik Pengamatan	Aktivitas	Kerapatan Tulang (gr/cm ²)	C	E new (Gpa)	Eeksperimen (GPa)	Ketepatan
Batang Kiri (3)	Berdiri	0.8723	136.2	17.11	17.0	99.35
	Berjalan	1.3425	76.2	17.82	17.0	95.17
	Berjalan, cepat	1.5102	105	17.84	17.0	95.05
	Naik Tangga	1.7765	60.73	17.87	17.0	94.88
	Berlari	1.9355	70.01	17.88	17.0	94.82
Batang Kanan (4)	Berdiri	0.9750	148	17.29	18.1	95.52
	Berjalan	1.8186	64.21	17.31	18.1	95.63
	Berjalan, cepat	2.1898	49.5	17.51	18.1	96.74
	Naik Tangga	2.8800	51	17.59	18.1	97.18
	Berlari	8.6924	63.98	18.49	18.1	97.84

Setelah didapatkan nilai modulus Young baru pada fase istirahat, selanjutnya nilai ini akan digunakan untuk menghitung nilai *ultimate stress* pada tulang femur. Nilai *ultimate stress* pada tulang femur dibagi menjadi 2 bagian, yaitu *ultimate stress compressive* dan *ultimate stress tensile*. Pada batang kanan mengalami pemampatan (*compression*) dan batang kiri mengalami pemalaran (*tension*).

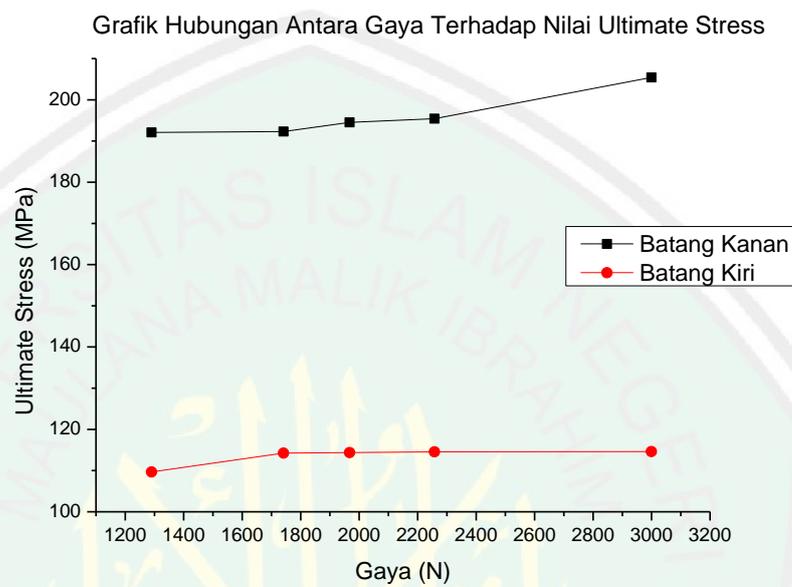
Tabel 4.6 Nilai Ultimate Stress pada Tulang Kortikal Femur Usia 25 Tahun

Titik Pengamatan	Aktivitas	Ultimate Stress (MPa)		Ultimate Stress _(Eks) (MPa)	Ketepatan (%)
		Tensile	Compressive		
Batang Kiri (3)	Berdiri	109.68	-	125.25	87.57
	Berjalan	114.23	-	125.25	91.20
	Berjalan, cepat	114.36	-	125.25	91.31
	Naik Tangga	114.55	-	125.25	91.46
	Berlari	114.61	-	125.25	91.50
Batang Kanan (4)	Berdiri	-	192.09	210	91.47
	Berjalan	-	192.31	210	91.57
	Berjalan, cepat	-	194.53	210	92.63
	Naik Tangga	-	195.43	210	93.06
	Berlari	-	205.42	210	97.81

Tabel 4.6 menunjukkan nilai *ultimate stress* pada usia 25 tahun. Pada bagian batang kanan, nilai *ultimate stress* ketika aktivitas berdiri adalah 192.09 MPa dan saat aktivitas berjalan 192.31 MPa. Kemudian, nilai *ultimate stress* pada batang kiri adalah sebagai berikut. Nilai *ultimate stress* ketika aktivitas berdiri adalah 109.68 MPa dan saat aktivitas berjalan 114.23 MPa. Untuk nilai *ultimate stress* saat aktivitas berjalan cepat, naik tangga dan berlari dapat diamati pada tabel 4.6.

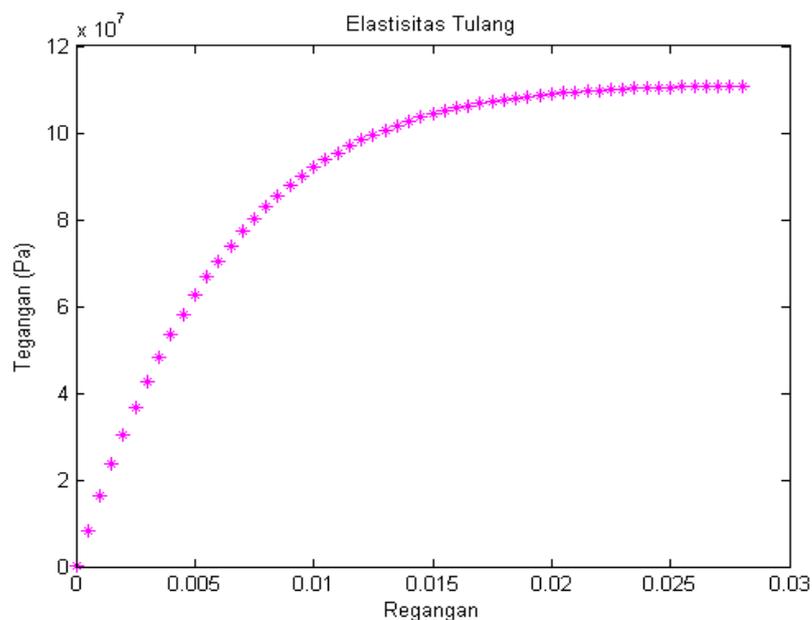
Berdasarkan gambar 4.7, nilai *ultimate stress* tulang semakin meningkat seiring bertambahnya gaya yang terima oleh tulang. Peningkatan nilai *ultimate stress* ini tidak linier. Nilai *ultimate stress* pada batang kiri meningkat secara signifikan ketika diberikan gaya 1741.5 N. Kemudian, ketika diberi gaya lainnya terjadi peningkatan nilai *ultimate stress* dengan selisih yang kecil. Selanjutnya, pada batang kanan, nilai *ultimate stress* meningkat dengan selisih

nilai yang kecil pada rentang gaya 1290 N hingga 2257.5 N, kemudian nilai tersebut meningkat secara signifikan ketika diberikan gaya 2999.25 N. Hasil ini didapatkan karena adanya beberapa faktor yang mempengaruhi nilai *ultimate stress*, diantaranya nilai modulus Young baru dan titik pengamatan.



Gambar 4.7 Grafik Hubungan Gaya Terhadap Nilai *Ultimate Stress*

Gambar 4.8 merupakan grafik hubungan antara nilai *stress* dan *strain* pada tulang femur bagian batang kiri, saat aktivitas berdiri pada usia 25 tahun. Pada grafik tersebut, nilai *stress* dan *strain* berbanding lurus dan terus meningkat seiring dengan pertambahan gaya yang diberikan. Namun, pada titik tertentu, nilai *stress* akan menjadi konstan dan apabila gaya tetap ditambah, maka tulang akan memasuki wilayah deformasi plastis yang menyebabkan terjadinya fraktur. Nilai *stress* maksimum inilah yang disebut sebagai *ultimate stress*. Nilai *ultimate stress* ini dapat digunakan untuk melihat kekuatan tulang. Semakin tinggi *ultimate stress*, maka gaya maksimum yang dapat diterima tulang semakin tinggi, sehingga dapat menghambat terjadinya fraktur pada tulang femur.



Gambar 4.8 Grafik Hubungan Antara *Stress* dan *Strain* pada 25 Tahun (Batang Kiri, Berdiri)

Nilai gaya maksimum yang dapat menyebabkan fraktur pada tulang femur dipengaruhi oleh nilai *ultimate stress tensile*. Nilai tertinggi untuk gaya maksimum yang dapat diterima oleh tulang femur pada usia 25 tahun adalah 36677.74 N. Nilai ini didapatkan pada aktivitas berlari. Untuk hasil gaya maksimum pada aktivitas lainnya dapat diamati pada tabel 4.7. Kemudian, hasil nilai *stress*, *strain*, *rate strain* dan *ultimate stress* untuk usia 44, 51 dan 59.6 tahun dapat dilihat pada lampiran 2.

Tabel 4.7 Gaya Maksimum yang Dapat Diterima Oleh Tulang Femur pada Usia 25 Tahun

Aktivitas	Ultimate Stress (MPa)	Fmaks (N)
	Tensile	
Berdiri	109.68	35098
Berjalan	114.23	36554.6
Berjalan, cepat	114.36	36595.69
Naik Tangga	114.55	36657.23
Berlari	114.61	36677.74

4.2 Pembahasan Hasil

Rangsangan mekanik yang diberikan pada tulang femur mengakibatkan perbedaan persebaran nilai *stress*, *strain* dan *rate strain*. Selain itu, nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* dipengaruhi oleh usia dan gaya yang didapatkan oleh tulang. Pengamatan nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* pada penelitian ini dilakukan pada tulang femur di titik-titik tertentu, yaitu kepala femur, leher femur, batang kanan dan batang kiri femur.

Didapatkan peningkatan nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* akibat perbedaan aktivitas fisik. Dalam hal ini, nilai *stress* dan *strain* yang dihasilkan berbanding lurus dengan gaya yang diberikan. Sehingga, perbedaan aktivitas fisik ini dapat mengubah rangsangan mekanik yang bekerja pada tulang. Berdasarkan hasil simulasi, didapatkan peningkatan nilai *stress* dan *strain* yang signifikan pada titik pengamatan batang kanan dan batang kiri. Sedangkan pada titik pengamatan kepala dan leher terjadi pula peningkatan, tetapi peningkatannya tidak sebesar peningkatan pada bagian batang. Hal ini terjadi karena batang kanan dan kiri femur termasuk tulang kortikal sedangkan kepala dan leher femur termasuk tulang trabekular. Menurut Keaveny, dkk (2004), tulang kortikal memiliki struktur yang lebih rapat dan kuat dibandingkan dengan tulang trabekular, sehingga nilai *stress* dan *strain* yang dihasilkan juga lebih besar.

Berdasarkan hasil simulasi, nilai *stress* dan *strain* pada batang kanan lebih tinggi dibandingkan pada batang kiri. Hal ini dikarenakan gaya yang didistribusikan lebih menekan ke sisi kanan dibandingkan sisi kiri tulang femur. Menurut Davis (2019), ketika seseorang sedang berdiri, tulang femur

mengalami tegangan *compression* dan *tension* pada sisi tulang yang berbeda. Hal ini terjadi karena struktur rongga pinggul meneruskan beban berat badan ke samping sehingga tidak langsung diteruskan di sepanjang sumbu tulang. Hal ini dapat diamati pada gambar 2.6. Sehingga, pada hasil simulasi ini terdapat perbedaan nilai *stress* dan *strain* pada batang kanan dan batang kiri femur.

Berdasarkan hasil simulasi, nilai *stress* tertinggi dihasilkan pada saat aktivitas berlari. Sedangkan nilai *stress* terendah didapatkan pada saat aktivitas berdiri. Peningkatan nilai *stress* akibat peningkatan gaya yang diterima oleh tulang dapat meningkatkan kekuatan tulang. Menurut Cerrolaza (2017), tulang yang kuat berada pada daerah yang mendapatkan tekanan besar. Sehingga, semakin besar nilai *stress* yang dihasilkan, maka diharapkan tulang akan semakin kuat. Ketika tulang menjadi lebih kuat, diharapkan dapat menghambat laju pengeroposan pada tulang.

Berdasarkan hasil simulasi, nilai *strain* tertinggi dihasilkan pada saat aktivitas berlari. Sedangkan nilai *strain* terendah didapatkan pada saat aktivitas berdiri. Peningkatan nilai *strain* akibat peningkatan gaya yang diterima oleh tulang dapat meningkatkan kekuatan tulang. Menurut Rosa, dkk. (2015), konsekuensi langsung dari pemberian rangsangan mekanik akibat aktivitas fisik yang berbeda adalah *strain*, yang merupakan deformasi kecil diseluruh matriks yang terkalsifikasi. Hal ini mengakibatkan adanya peregangan osteosit ke tingkat yang sama dengan jaringan tulang di sekitarnya. Sehingga peningkatan nilai regangan akibat perubahan aktivitas fisik ini dapat memberikan pengaruh pada proses formasi pada tulang.

Berdasarkan hasil simulasi, didapatkan peningkatan nilai *rate strain* akibat perbedaan aktivitas fisik. Dalam hal ini, nilai *rate strain* dipengaruhi pula oleh frekuensi yang diberikan. Pada keadaan statis diberikan frekuensi 5 Hz dan saat keadaan dinamis diberikan frekuensi 8 Hz. Nilai *rate strain* ini terjadi akibat adanya osilasi gelombang pada sel tulang akibat persebaran gaya yang diberikan ke tulang. Osilasi ini pada akhirnya akan mempengaruhi proses pembentukan sel osteoblas yang berperan penting dalam proses pembentukan tulang baru. Sehingga, elemen tulang yang mengalami *rate strain* tinggi akan mengaktifkan sel osteoblas lebih banyak. Hasil simulasi persebaran nilai *rate strain* ini dapat diamati pada gambar 4.4.

Berdasarkan persamaan 14, nilai *rate strain* berpengaruh pada kerapatan tulang. Nilai kerapatan tulang berbanding lurus dengan nilai *rate strain*. Sehingga, peningkatan nilai *rate strain* akibat rangsangan mekanik dapat meningkatkan kerapatan tulang. Ketika kerapatan tulang meningkat, maka batas elastisitas tulang juga akan meningkat.

Integritas tulang ditentukan oleh rangsangan mekanik. Kepadatan tulang dapat menurun atau meningkat tergantung besar kecilnya beban mekanik yang diterima (Rouhi, 2014). Penurunan kepadatan tulang terjadi ketika seseorang tidak banyak melakukan aktivitas fisik. Sehingga tidak banyak rangsangan yang diterima oleh sel osteoblas, sedangkan sel osteoblas akan bekerja membentuk tulang pada bagian-bagian yang mendapat rangsangan mekanik cukup secara berulang kali. Sehingga, rangsangan mekanik seperti berjalan, berdiri, berjalan cepat, naik tangga dan berlari dapat dijadikan sebagai alternatif untuk meningkatkan kepadatan tulang. Hal ini dikarenakan, aktivitas ini mudah

dilakukan, tidak membutuhkan biaya mahal dan tanpa memiliki efek samping. Peningkatan kepadatan tulang ini akan berpengaruh pula terhadap batas elastisitas tulang yang dihasilkan.

Berdasarkan hasil simulasi pemodelan ini, batas elastisitas tulang awal dalam hal ini modulus Young pada fase reversal lebih rendah dibandingkan modulus Young baru setelah diberi rangsangan mekanik pada fase istirahat. Batas elastisitas ini digunakan untuk memperkirakan seberapa besar pertambahan panjang atau pendek tulang akibat mendapat gaya dan dapat kembali ke panjang awal sehingga tidak patah. Kemudian nilai modulus Young pada fase istirahat ini digunakan untuk menentukan nilai *ultimate stress* pada tulang femur. Nilai *ultimate stress* ini dibagi menjadi 2 bagian, yaitu *ultimate stress compressive* dan *ultimate stress tensile*. Pada batang kanan mengalami pemampatan (*compression*) dan pada batang kiri mengalami pemalaran (*tension*). *Ultimate stress* ini merupakan nilai *stress* maksimum yang dapat dialami oleh tulang sebelum tulang mulai patah (fraktur). Dengan menggunakan persamaan 16, maka dapat diketahui jumlah gaya maksimum yang dapat diterima oleh tulang. Apabila gaya yang lebih besar diberikan, maka tulang akan memasuki daerah plastis dan akan menyebabkan tulang menjadi fraktur.

Hasil simulasi menunjukkan bahwa terjadi peningkatan nilai *ultimate stress* pada tulang femur akibat perubahan aktivitas fisik (berdiri, berjalan, berjalan cepat, naik tangga dan berlari). Peningkatan nilai *ultimate stress* akibat pemberian rangsangan mekanik pada tulang ini diharapkan menjadikan tulang lebih kuat dan tidak rentan untuk fraktur.

Menurut Davis (2019), beban maksimum yang dapat diterima oleh tulang femur adalah 30 kali berat tubuh pada pria. Namun, pada hasil simulasi ini, nilai beban maksimum yang dapat diterima oleh tulang femur adalah 29.4 kali berat tubuh pada wanita. Beban yang tinggi semacam itu jarang dihasilkan oleh tubuh di bawah kekuatannya sendiri, sehingga kecelakaan kendaraan bermotor adalah salah satu penyebab fraktur pada tulang femur.

4.3 Integrasi

Seiring bertambahnya usia, kekuatan dzhohir dan bathin pada manusia semakin melemah tak terkecuali pada tulang. Hal tersebut telah digariskan oleh Allah SWT untuk tiap-tiap makhluk hidup di muka bumi, termasuk manusia. Berdasarkan ayat dalam Al Quran pada QS. Maryam ayat 4, yang berbunyi:

قَالَ رَبِّ إِنِّي وَهَنَ الْعَظْمُ مِنِّي وَاسْتَعَلَ الرَّأْسُ شَيْبًا وَمَا أَكُنُّ بِدُعَاؤِكَ رَبِّ شَقِيًّا {4}

Artinya: Ia (Zakaria) berkata "Ya Tuhanku, sesungguhnya tulangku telah lemah dan kepalaku telah ditumbuhi uban, dan aku belum pernah kecewa dalam berdoa kepada Engkau, ya Tuhanku (QS. Maryam : 4).

Berdasarkan ayat tersebut, dijelaskan bahwa Nabi Zakaria as mengabarkan tentang kelemahan serta tanda-tanda dzhohir dan bathinnya ketika berdoa kepada Allah. Hal ini dikarenakan, pada saat itu usia Nabi Zakaria sudah memasuki usia senja. Sehingga relevan dengan saat ini bahwa semakin bertambahnya usia, maka semakin berkurang pula kekuatan raga ini termasuk melemahnya kekuatan tulang. Melemahnya kekuatan tulang yang dimaksud dalam ayat inilah yang sekarang disebut sebagai osteoporosis.

Osteoporosis juga dapat terjadi pada wanita, khususnya pada wanita yang memasuki usia senja dan telah mengalami menopause. Berdasarkan QS. An-Nur ayat 60 yang berbunyi:

وَالْقَوَاعِدُ مِنَ النِّسَاءِ الَّتِي لَا يَرْجُونَ نِكَاحًا فَلَيْسَ عَلَيْهِنَّ جُنَاحٌ أَنْ يَضَعْنَ ثِيَابَهُنَّ غَيْرَ مُتَبَرِّجَاتٍ بِزِينَةٍ وَأَنْ يَسْتَغْفِرْنَ خَيْرٌ لَهُنَّ وَاللَّهُ سَمِيعٌ عَلِيمٌ {60}

Artinya: Dan perempuan-perempuan tua yang telah terhenti (dari haid dan mengandung) yang tiada ingin kawin (lagi), tiadalah atas mereka dosa menanggalkan pakaian mereka dengan tidak (bermaksud) menampakkan perhiasan, dan berlaku sopan adalah lebih baik bagi mereka. Dan Allah Maha Mendengar lagi Maha Bijaksana (QS. An-Nur: 60).

Menopause terjadi ketika seorang wanita telah berhenti dari siklus menstruasinya. Hal ini terjadi dikarenakan sel telur telah berhenti memproduksi yang mengakibatkan jumlah hormon estrogen menurun.

Hormon estrogen berperan penting dalam membantu penyerapan kalsium ke dalam tulang. Penurunan jumlah hormon estrogen mengakibatkan wanita akan mengalami percepatan laju kehilangan kalsium tulang atau sering disebut sebagai pengeroposan tulang. Hal ini dikarenakan ketidakseimbangan jumlah sel osteoblas dan sel osteoklas yang berperan penting dalam proses pembentukan tulang baru dan pengrusakan tulang yang lama (Renidayati,dkk, 2011).

Tulang yang menua tidak hanya menjadi lemah dan rapuh, namun juga kehilangan beberapa unsur yang terdapat pada tulang, salah satunya adalah kalsium. Sehingga, tulang akan semakin menipis dan menyusut serta tulang rawan telah menjadi keras. Hal inilah yang dikenal sebagai osteoporosis. Osteoporosis ini dapat mengakibatkan sebagian tubuh orang yang sudah tua menjadi semakin pendek, mengecil dan bungkuk. Hal ini terjadi karena adanya penyusutan pada ruas tulang belakang akibat osteoporosis (Yatim, 2000).

Meskipun melemahnya kekuatan tulang merupakan salah satu takdir yang harus diterima, namun tentu kondisi ini dapat diminimalisir, salah satunya

dengan melakukan olahraga secara teratur. Hal ini dikarenakan, hidup tak hanya menjalani takdir namun hidup juga merupakan sebuah pilihan.

Di dalam ilmu kesehatan, terdapat beberapa cara untuk memperbaiki kondisi tulang yang semakin melemah, diantaranya mengkonsumsi makanan dan minuman yang kaya akan kalsium dan vitamin D, istirahat yang cukup, menghindari merokok, menghindari konsumsi alkohol dan melakukan aktivitas fisik (Kemenkes RI, 2015).

Berdasarkan informasi di atas, aktivitas fisik dapat membantu mencegah dan memperbaiki keadaan tulang yang melemah. Selain itu, aktivitas fisik ini dapat bermanfaat untuk menghambat proses pengeroposan pada tulang. Menurut Kemenkes RI, peningkatan nilai kepadatan tulang sebesar 10% dapat memperlambat laju pengeroposan tulang hingga 13 tahun.

Menurut Abu Hurairah dalam suatu riwayat hadits yang berbunyi:

(٢٦٦٤) - حَدَّثَنَا أَبُو بَكْرِ بْنُ أَبِي شَيْبَةَ وَابْنُ مُمَيْرٍ. قَالَ: حَدَّثَنَا عَبْدُ اللَّهِ بْنُ إِدْرِيسَ، عَنْ رِبْعَةَ بْنِ عُمَانَ، عَنْ مُحَمَّدِ بْنِ يَحْيَى بْنِ حَبَّانَ، عَنِ الْأَعْرَجِ، عَنْ أَبِي هُرَيْرَةَ، قَالَ: قَالَ رَسُولُ اللَّهِ ﷺ: (الْمُؤْمِنُ الْقَوِيُّ خَيْرٌ وَأَحَبُّ إِلَيَّ اللَّهُ مِنَ الْمُؤْمِنِ الضَّعِيفِ، وَفِي كُلِّ خَيْرٍ. احْرَصْ عَلَى مَا يَنْفَعُكَ وَاسْتَعِنَ بِاللَّهِ، وَلَا تَعْجِزْ، وَإِنْ أَصَابَكَ شَيْءٌ فَلَا تَقُلْ: لَوْ أَنِّي فَعَلْتُ كَذَا وَكَذَا. وَلَكِنْ قُلْ: قَدَّرَ اللَّهُ. وَمَا شَاءَ فَعَلَ. فَإِنَّ لَوْ تَفْتَحُ عَمَلَ الشَّيْطَانِ)

Artinya : Dari Abu Hurairah dia berkata; “Rasulullah SAW bersabda: ‘Mukmin yang kuat lebih baik dan lebih dicintai oleh Allah SWT daripada Mukmin yang lemah. Pada masing-masing memang terdapat kebaikan. Bersemangatlah melakukan hal yang bermanfaat untukmu dan meminta tolonglah pada Allah, serta janganlah engkau malas (menjadi orang yang lemah). Apabila ada suatu hal yang menimpamu, janganlah engkau ucapkan: Andai saja aku melakukan ini, niscaya akan begini dan begini. Akan tetapi ucapkanlah: Qadarullah (Ini takdir Allah). Dan apa saja yang Allah kehendaki, Dia pasti melakukannya. Karena sesungguhnya ungkapan pengandaian membuka amalan setan.” (HR.Muslim: 2664 dalam buku Jazuli, 2006)

Berdasarkan hadits tersebut, kita hendaknya bersemangat dalam melakukan hal-hal yang bermanfaat. Kata lemah dalam hadits ini merujuk pada artian malas

(Jazuli,2006). Sehingga, dalam konteks penelitian ini, ketika kita melakukan hal yang bermanfaat seperti berolahraga secara rutin, maka kelak kita akan mendapatkan manfaatnya. Berdasarkan hasil penelitian ini, aktivitas fisik berdiri, berjalan, berjalan cepat, naik tangga dan berlari dapat meningkatkan nilai batas elastisitas tulang, dalam hal ini adalah nilai *ultimate stress*. Ketika nilai batas elastisitas meningkat, maka tulang akan menjadi lebih kuat dan tidak mudah untuk mengalami fraktur. Hal ini dikarenakan, beban maksimum yang dapat diterima oleh tulang meningkat seiring meningkatnya batas elastisitas tulang.

Ketika kita bermalas-malasan dalam beraktivitas, maka terdapat pengaruh negatif yang nantinya akan diterima oleh tubuh kita, misalnya pada tulang. Pada saat tulang tidak menerima beban mekanik, maka dalam kurun waktu tertentu tulang akan kehilangan massa otot dan massa tulangnya. Hal ini berakibat menjadikan tulang menjadi lemah. Hal ini tidak hanya terjadi pada orang yang usianya sudah tua saja, namun dapat terjadi pada orang yang masih muda.

Berdasarkan penelitian Rittweger, dkk (2009), ketika tulang tidak mendapat beban mekanik dalam waktu jangka panjang, misalnya pada saat *bed rest* selama 35 hari. Setelah istirahat selama 2 minggu kemudian diukur nilai kerapatan tulang. Berdasarkan penelitian tersebut, didapatkan hasil bahwa terjadi penurunan kerapatan tulang trabekular sebesar 1% pada femur distal, 3% pada patella dan 2% pada tibia distal. Sementara tidak ada perubahan dalam radius distal. Hal ini menggambarkan, ketika kita tidak melakukan aktivitas fisik, maka hal ini dapat mempengaruhi proses metabolisme dalam tubuh ini.

Meskipun aktivitas memiliki manfaat, namun aktivitas fisik ini hendaknya dilakukan berdasarkan intensitas dan frekuensi yang tepat. Berdasarkan

penelitian oleh Mulidah, dkk (2012), porsi latihan fisik hendaknya disesuaikan terhadap kondisi fisik. Frekuensi latihan terbaik adalah 30 menit tiap hari setiap 3 kali seminggu. Dan untuk wanita yang telah menopause, intensitas aktivitas fisik yang efektif adalah 2 kali dalam seminggu.



BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian yang dilakukan, dapat disimpulkan bahwa:

1. Nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* pada tulang femur meningkat seiring bertambahnya rangsangan mekanik (gaya) yang diterima oleh tulang. Nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* tertinggi terdapat pada masing-masing titik pengamatan ketika aktivitas berlari. Pada tulang kortikal nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* lebih tinggi dibandingkan dengan tulang trabekular. Nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* tertinggi pada hasil simulasi ini berturut-turut 3.4410×10^5 Pa, 0.0188 dan 0.9443 s^{-1} yang terjadi pada titik batang kanan saat aktivitas berlari.
2. Perbedaan jenis rangsangan mekanik menghasilkan perbedaan nilai pada batas elastisitas tulang. Semakin besar gaya yang diberikan maka batas elastisitas yang dihasilkan juga semakin tinggi. Nilai *ultimate stress* tertinggi dihasilkan saat aktivitas berlari, yaitu 205.42 MPa untuk batang kanan dan 114.61 MPa pada batang kiri., yaitu 205.42 MPa untuk batang kanan dan 114.61 MPa pada batang kiri.

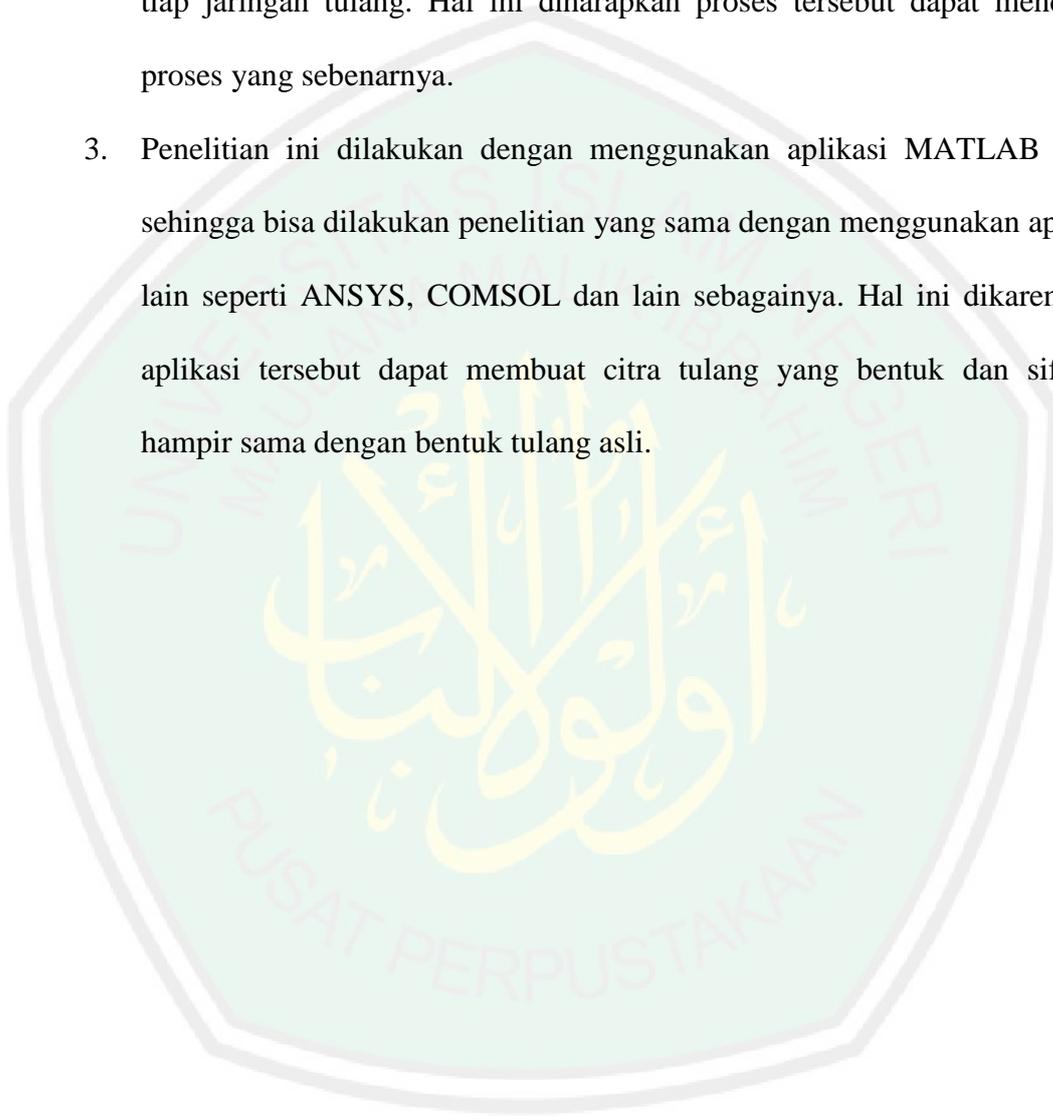
5.2 Saran

Berdasarkan hasil penelitian yang dilakukan, berikut adalah beberapa saran yang diberikan:

1. Diperlukan kajian lanjutan untuk menentukan batas elastisitas pada tulang trabekular. Hal ini dikarenakan dalam penelitian ini, penelitian baru

dilakukan pada kasus tulang kortikal karena belum menemukan referensi data acuan untuk tulang trabekular.

2. Pada penelitian ini seluruh jaringan tulang dianggap berada pada fase yang sama, selanjutnya perlu dilakukan analisis dengan fase yang berbeda pada tiap jaringan tulang. Hal ini diharapkan proses tersebut dapat mendekati proses yang sebenarnya.
3. Penelitian ini dilakukan dengan menggunakan aplikasi MATLAB 2008, sehingga bisa dilakukan penelitian yang sama dengan menggunakan aplikasi lain seperti ANSYS, COMSOL dan lain sebagainya. Hal ini dikarenakan, aplikasi tersebut dapat membuat citra tulang yang bentuk dan sifatnya hampir sama dengan bentuk tulang asli.



DAFTAR PUSTAKA

- Bankoff, Antonia Dalla Pria. 2007. *Morfologia e Cinesiologia Aplicada ao Movimento Humano*. Brasil : Editora Guanabara Koogan.
- Cerrolaza, Miguel, Vannessa Duarte, Diego Garzón-Alvarado. 2017. Analysis of Bone Remodeling Under Piezoelectricity Effects Using Boundary Elements. *Journal of Bionic Engineering*. Vol.14 No.4.
- Damien, PB., Kevin JM, Joseph FB. 2010. Anatomy & Biomechanics of the Hip. *Op Sport Med J*. 4: 51-57.
- Davis, Lawrence. 2019. *Body Physic : Motion to Metabolism*. Jepang : Open Oregon Educational Resourches.
- Departemen Agama RI. 2005. *Al-Quran dan Terjemahnya*. Bandung: Syammil Cipta.
- Doblare, M., J. M. Garcia & M. J Gomez. 2004. Modeling Bone Tissue Fracture and Healing : A Review. *Engineering Fracture Mechanics* 71. 1809-1840.
- Duncan, Richard Levi & Charles Hudson Turner. 1995. Mechanotransduction and the Functional Response of Bone to Mechanical Strain. *Calcif Tissue Int*. 57: 344-358.
- Farlex and partner. 2009. Medical Dictionary. Diakses pada 25 Juli 2019 dari <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/mechanical+stimulus>
- Frauenfelder, P. & P. Huber. 1966. Introduction to Physics: Mechanics, Hidrodynamics, Thermodynamics. New York: Pergamon Press.
- Guo, X. Edward. 2001. Mechanical Properties of Cortical Bone and Cancellous Bone Tissue. *Bone Mechanics*. 10.1-10.23.
- Idhammad, A., Abdali A, Alaa N. 2012. Computational simulation of the bone Remodeling using the finite element method: an elastic-damage theory for small displacements. *Theor Biol Med Model*. 10(32).
- Jazuli, Ahzami Samiun. 2006. *Kehidupan dalam Pandangan Al Quran*. Depok: Gema Insani.
- Keaveny, TM., Morgan EF, Oscar C. 2004. *Bone mechanics*. California (AS): McGraw-Hill.
- Kemenkes RI. 2015. *Pusat Data dan Informasi Kementrian Kesehatan RI : Data & Kondisi Penyakit Osteoporosis di Indonesia*. Jakarta Selatan: Kementrian Kesehatan RI.
- Klika V & Marsik F. 2006. *Mathematical and numerical analysis of differential equations of bone remodelling*. Czech technical university Faculty of nuclear science and physical Engineering Department of mathematics (CZ).

- Klika V & Marsik F. 2010. A thermodynamic model of bone remodelling: the influence of dynamic loading together with biochemical control. *J Muscul Neur Inter.* 10(3):220-230.
- Kwon, Young W, & Hyochoong Bang. 1996. *The Finite Element Method Using Matlab.* New York : CRC Press.
- Maghfirah, Indah, Muhammad Jaluddin, Dian Masyita, Mustafa Sabri, Fadli A. Gani & Herrialfian. 2018. The Effect of Sipatah-patah (*Cissus quadrangularis Salisb*) Extract on Mandible Density of Ovariectomized Rats (*Rattus norvegicus*). *Jurnal Medika Veterinaria.* Vol.12. No.2.
- Manolagas, SC. 2000. Birth and death of bone cells basic regulatory mechanisms and implications for the pathogenesis and treatment of osteoporosis. *Endocrine Reviews.* 21(2):115-37.
- Martini FH, Nath JL, Bartholomew EF. 2009. *Fundamentals of Anatomy & Physiology 9th ed.* San Francisco (AS). Publishing as Pearson Benjamin Cummings.
- Mulidah S, Asrim, Haryati W, Sulistyowati DID. 2012. Efektivits Frekuensi Latihan dalam Meningkatkan Kepadatan Massa Tulang pada Wanita Menopause. *Jurnal Unimus.* Available from : jurnal.unimus.ac.id/index.php/psn12012010/article/viewFile/1289/1342.
- Nikishkov, G. P. 2004. *Introduction in the Finite Element Method.* Japan: University of Aizu.
- Nogues, X. & D. Martinez Laguna. 2018. Update on Osteoporosis Treatment. *Med Clin (Barc).* 150 (12): p. 479-486.
- Ott, Susan M. 2018. Cortical or Trabecular Bone: What's the Difference?. *American Journal of Nephrology.* 47: 373-375.
- Renidayati, Clara & Sunardi. 2011. Faktor Risiko Terjadinya Osteoporosis Pada Wanita Menopause. *Ners Jurnal Keperawatan.* Vol. 7. No 2. 130-135.
- Rittweger, Jorn. 2009. Prevention of Bone Loss During 56 Days of Strict Bed Rest by Side-Alternating Resistive Vibration Exercise. *Bone.* Vol. 46. No. 1. p. 137-147.
- Rosa, Nataca, Richardo Simoes, Fernao D. Magalhaes & Antonio T. Marques. 2015. From Mechanical Stimulus to Bone Formation : A Review. *Medical Engineering and Physics.* 37 (8).
- Rouhi, Gholamreza. 2014. Biomechanics of Osteoporosis: The Importance of Bone Resorption and Remodeling Processes. *Osteoporosis.* 60-72.
- Rovensky, Jozef, Juraj Payer & Roy Clague. 2009. *Dictionary of Rheumatology.* New York: Springer Wien.
- Schutte, Jaco F. 2005. The Particle Swarm Optimization Algorithm. *EGM 6365 : Structural Optimization Fall.* Vol.1. 1793-8201.

- Sears & Zemansky. 1986. *Fisika untuk Universitas* (diterjemahkan: Sudarjana & Ahmad Amir). Bandung: Bina Cipta.
- Sihombing, Iknes, Sunny Wangko & Sonny J.R. Kalangi. 2012. Peran Estrogen pada Remodeling Tulang. *Jurnal Biomedik*. Vol.4. No.3.
- Yakin, Khusnul. 2014. Pengaruh Rangsangan Mekanik Pada Elastisitas Tulang Berbasis Finite Element Method. Bogor: IPB.
- Yatim, Faisal. 2000. *Osteoporosis (Penyakit Kerapuhan Tulang Pada Manula)*. Jakarta: Gramedia.

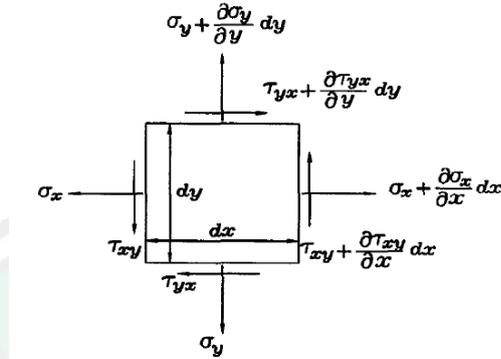




LAMPIRAN

LAMPIRAN

Lampiran 1 Persamaan Elastisitas Tulang Statik



Gambar 1 Bidang dalam Dua Dimensi

Berdasarkan gambar disamping, jumlah gaya dalam arah horizontal dan vertikal diberikan oleh persamaan berikut.

$$\sum F_x = \left(\sigma_x + \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} dx \right) dy - \sigma_x dy + \left(\tau_{xy} + \frac{\tau_{xy}}{\partial y} dy \right) dx - \tau_{xy} dx + f_x dx dy = 0$$

$$\sum F_y = \left(\sigma_y + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} dy \right) dx - \sigma_y dx + \left(\tau_{xy} + \frac{\tau_{xy}}{\partial x} dx \right) dy - \tau_{xy} dy + f_y dx dy = 0$$

Dimana f_x dan f_y adalah gaya pada benda per satuan luas (atau per satuan volume yang diasumsikan unit kecil yang tegak lurus terhadap bidang) dalam arah x dan y yang diasumsikan positif ketika diberikan sepanjang sumbu positif. Semua *stress* dalam gambar 1 menunjukkan nilai positif. Secara sederhana bentuk persamaan sederhana diberikan sebagai berikut.

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\tau_{xy}}{\partial y} + f_x = 0$$

$$\frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\tau_{xy}}{\partial x} + f_y = 0$$

Selanjutnya adalah menentukan persamaan konstitutif. Persamaan ini menghubungkan diantara *stress* dan *strain*. Untuk material isotropik, persamaan konstitutif menjadi:

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\}$$

Dimana $\{\sigma\} = \{\sigma_x \sigma_y \tau_{xy}\}^T$ bentuk *stress* dan $\{\varepsilon\} = \{\varepsilon_x \varepsilon_y \varepsilon_{xy}\}^T$ adalah *strain*. Matriks sifat material $[D]$ dan $\{\varepsilon\}$ adalah persamaan kinetik.

$$[D] = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \quad \left\{ \begin{matrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{matrix} \right\} = \left\{ \begin{matrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{matrix} \right\}$$

Kesetimbangan, persamaan konstitutiv, dan persamaan kinetik didapatkan delapan (tiga *stress*, tiga *strain*, dan dua displacement) untuk delapan persamaan (dua kesetimbangan, tiga konstitutiv, dan tiga kinetik).

Kondisi batas ada dua macam yaitu esensial (geometri) atau alami (daya tarik). Kondisi geometri ditunjukkan oleh displacement dan kondisi batas alami ditunjukkan oleh daya tarik yang ditunjukkan oleh persamaan berikut.

$$\Phi_x = \sigma_x n_x + \tau_{xy} n_y = \bar{\Phi}_x$$

$$\Phi_y = \sigma_y n_y + \tau_{xy} n_x = \bar{\Phi}_y$$

Dimana n_x adalah n_y dalam arah cosinus keluar unit vektor normal pada batas; dan $\bar{\Phi}$ memberikan nilai daya tarik.

Berdasarkan perkembangan formulasi finite element untuk masalah elastisitas, diberikan metode Galerkin. Metode energi digunakan mendapatkan formulasi finite element dalam bahasan selanjutnya. Aplikasi metode *Weighted Residual* untuk persamaan elastisitas bahan adalah:

$$\int_{\Omega} \left\{ \begin{matrix} \omega_1 \left(\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} \right) \\ \omega_2 \left(\frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} \right) \end{matrix} \right\} d\Omega + \int_{\Omega} \left\{ \begin{matrix} \omega_1 f_x \\ \omega_2 f_y \end{matrix} \right\} d\Omega - \int_{r_x} \left\{ \begin{matrix} \omega_1 \bar{\Phi}_x \\ \omega_2 \bar{\Phi}_y \end{matrix} \right\} dr = 0$$

Dimana r_e batas untuk kondisi esensial dan $\omega_i (i = 1, 2)$ adalah fungsi berat.

Diberikan integral dengan bagian terhadap persamaan dalam integral pertama

$$- \int_{\Omega} \left\{ \begin{matrix} \frac{\partial \omega_1}{\partial x} \sigma_x + \frac{\partial \omega_1}{\partial y} \tau_{xy} \\ \frac{\partial \omega_2}{\partial y} \sigma_y + \frac{\partial \omega_2}{\partial x} \tau_{xy} \end{matrix} \right\} d\Omega + \int_{\Omega} \left\{ \begin{matrix} \omega_1 f_x \\ \omega_2 f_y \end{matrix} \right\} d\Omega + \int_{r_n} \left\{ \begin{matrix} \omega_1 \bar{\Phi}_x \\ \omega_2 \bar{\Phi}_y \end{matrix} \right\} dr = 0$$

Dimana r_n adalah batas untuk kondisi alami dan dapat dituliskan kembali menjadi:

$$\int_{\Omega} \left\{ \begin{matrix} \frac{\partial \omega_1}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \omega_1}{\partial y} \\ 0 & \frac{\partial \omega_2}{\partial y} & \frac{\partial \omega_2}{\partial x} \end{matrix} \right\} \left\{ \begin{matrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{matrix} \right\} d\Omega = \int_{\Omega} \left\{ \begin{matrix} \omega_1 f_x \\ \omega_2 f_y \end{matrix} \right\} d\Omega + \int_{r_n} \left\{ \begin{matrix} \omega_1 \bar{\Phi}_x \\ \omega_2 \bar{\Phi}_y \end{matrix} \right\} dr$$

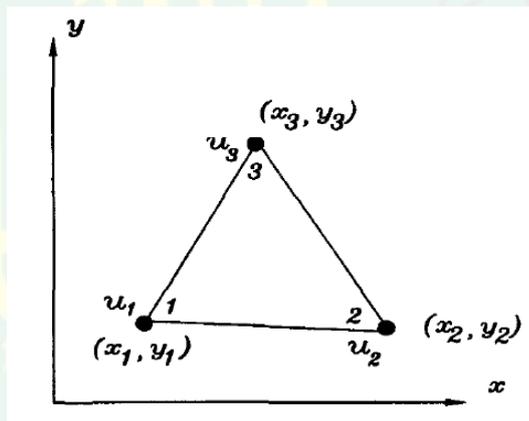
Substitusikan persamaan konstitutif sehingga dihasilkan:

$$\int_{\Omega} \begin{Bmatrix} \frac{\partial \omega_1}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \omega_1}{\partial y} \\ 0 & \frac{\partial \omega_2}{\partial y} & \frac{\partial \omega_2}{\partial x} \end{Bmatrix} [D] \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} d\Omega = \int_{\Omega} \begin{Bmatrix} \omega_1 f_x \\ \omega_2 f_y \end{Bmatrix} d\Omega + \int_{r_n} \begin{Bmatrix} \omega_1 \bar{\Phi}_x \\ \omega_2 \bar{\Phi}_y \end{Bmatrix} dr$$

Dengan mensubstitusikan persamaan kinetik didapatkan:

$$\int_{\Omega} \begin{Bmatrix} \frac{\partial \omega_1}{\partial x} & 0 & \frac{\partial \omega_1}{\partial y} \\ 0 & \frac{\partial \omega_2}{\partial y} & \frac{\partial \omega_2}{\partial x} \end{Bmatrix} [D] \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{Bmatrix} d\Omega = \int_{\Omega} \begin{Bmatrix} \omega_1 f_x \\ \omega_2 f_y \end{Bmatrix} d\Omega + \int_{r_n} \begin{Bmatrix} \omega_1 \bar{\Phi}_x \\ \omega_2 \bar{\Phi}_y \end{Bmatrix} dr$$

Diskritisasi domain menggunakan elemen triangular linier sebagaimana pada gambar berikut



Gambar 2 Elemen triangular linier

Displacement u dan v diinterpolasi menggunakan beberapa bentuk fungsi.

$$u(x, y) = \sum_{i=1}^3 H_i(x, y) u_i$$

$$v(x, y) = \sum_{i=1}^3 H_i(x, y) v_i$$

Displacement ini juga dapat dibentuk menjadi.

$$\begin{Bmatrix} u \\ v \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} H_1 & 0 & H_2 & 0 & H_3 & 0 \\ 0 & H_1 & 0 & H_2 & 0 & H_3 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_1 \\ v_1 \\ u_2 \\ v_2 \\ u_3 \\ v_3 \end{Bmatrix} = [N]\{d\}$$

Dimana $\{d\} = \{u_1 \ v_1 \ u_2 \ v_2 \ u_3 \ v_3\}^T$ adalah vektor displacement.

Menggunakan bentuk ini untuk hasil *strain*.

$$\begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial H_1}{\partial x} & 0 & \frac{\partial H_2}{\partial x} & 0 & \frac{\partial H_3}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial H_1}{\partial y} & 0 & \frac{\partial H_2}{\partial y} & 0 & \frac{\partial H_3}{\partial y} \\ \frac{\partial H_1}{\partial y} & \frac{\partial H_1}{\partial x} & \frac{\partial H_2}{\partial y} & \frac{\partial H_2}{\partial x} & \frac{\partial H_3}{\partial y} & \frac{\partial H_3}{\partial x} \end{bmatrix} \{d\}$$

Kita menggunakan simbol $[B]$ untuk menunjukkan bentuk matrix dalam persamaan diatas.

$$\{\varepsilon\} = \begin{Bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \end{Bmatrix} = [B]\{d\}$$

Metode galerkin $\omega_1 = H_i (i = 1,2,3)$ dan $\omega_2 = H_i (i = 1,2,3)$. Mengaplikasikan fungsi *weighted* ini memberikan bentuk integral domain finite element.

$$\int_{\Omega^*} [B]^T [D] [B] d\Omega \{d\}$$

Yang mana Ω^* menunjukkan domain elemen. Sehingga, matrix kekakuan elemen untuk elastisitas dapat dibentuk sebagai:

$$[K^e] = \int_{\Omega^*} [B]^T [D] [B] d\Omega$$

$$[B] = \frac{1}{2A} \begin{bmatrix} (y_2 - y_3) & 0 & (y_3 - y_1) & 0 & (y_1 - y_2) & 0 \\ 0 & (x_3 - x_2) & 0 & (x_1 - x_3) & 0 & (x_2 - x_1) \\ (x_3 - x_2) & (y_2 - y_3) & (x_1 - x_3) & (y_3 - y_1) & (x_2 - x_1) & (y_1 - y_2) \end{bmatrix}$$

$$[K^e] = [B]^T [D] [B] A$$

$$[K^e]\{d\} = [f^e]$$

Lampiran 2 Data Hasil Penelitian

Tabel 1 Data Hasil Nilai *Stress*

Titik Pengamatan	Aktivitas	<i>Stress (Pa)</i>			
		25 tahun	44 tahun	51 tahun	59.6 tahun
Kepala Femur (1)	Berdiri	2.588 x10 ⁴	2.4233 x10 ⁴	2.1313 x10 ⁴	2,34 x10 ⁴
	Berjalan	3.493 x10 ⁴	3.2714 x10 ⁴	2.8772 x10 ⁴	3,16 x10 ⁴
	Berjalan, cepat	3.9465 x10 ⁴	3.6955 x10 ⁴	3.3568 x10 ⁴	3,69 x10 ⁴
	Naik Tangga	4.5281 x10 ⁴	4.2408 x10 ⁴	3.7297 x10 ⁴	4,10 x10 ⁴
	Berlari	6.016 x10 ⁴	5.6342 x10 ⁴	4.9552 x10 ⁴	5,45 x10 ⁴
Leher Femur (2)	Berdiri	-1.0587 x10 ⁵	-1.0292 x10 ⁵	-9.2657 x10 ⁴	-1,04 x10 ⁵
	Berjalan	-1.4293 x10 ⁵	-1.3894 x10 ⁵	-1.2509 x10 ⁵	-1,41 x10 ⁵
	Berjalan, cepat	-1.6145 x10 ⁵	-1.5695 x10 ⁵	-1.4130 x10 ⁵	-1,64 x10 ⁵
	Naik Tangga	-1.8528 x10 ⁵	-1.8010 x10 ⁵	-1.6215 x10 ⁵	-1,82 x10 ⁵
	Berlari	-2.4615 x10 ⁵	-2.3928 x10 ⁵	-2.1543 x10 ⁵	-2,42 x10 ⁵
Batang Kiri (3)	Berdiri	1.1313x10 ⁵	1.0906x10 ⁵	9.6790 x10 ⁴	1,08 x10 ⁵
	Berjalan	1.5273 x10 ⁵	1.4724x10 ⁵	1.3067 x10 ⁵	1,46 x10 ⁵
	Berjalan, cepat	1.7253 x10 ⁵	1.6632 x10 ⁵	1.4760 x10 ⁵	1,71 x10 ⁵
	Naik Tangga	1.9799 x10 ⁵	1.9086 x10 ⁵	1.6938 x10 ⁵	1,90 x10 ⁵
	Berlari	2.6304 x10 ⁵	2.5357 x10 ⁵	2.2504 x10 ⁵	2,52 x10 ⁵
Batang Kanan (4)	Berdiri	-1.4800 x10 ⁵	-1.4195 x10 ⁵	-1.2615 x10 ⁵	-1,41 x10 ⁵
	Berjalan	-1.9980 x10 ⁵	-1.9164 x10 ⁵	-1.7031 x10 ⁵	-1,90 x10 ⁵
	Berjalan, cepat	-2.2570 x10 ⁵	-2.1648 x10 ⁵	-1.9238 x10 ⁵	-2,22 x10 ⁵
	Naik Tangga	-2.5900 x10 ⁵	-2.4842 x10 ⁵	-2.2077 x10 ⁵	-2,46 x10 ⁵
	Berlari	-3.4410 x10 ⁵	-3.3004 x10 ⁵	-2.9331 x10 ⁵	-3,27 x10 ⁵

Tabel 2 Data Hasil Nilai *Strain*

Titik Pengamatan	Aktivitas	<i>Strain</i>			
		25 tahun	44 tahun	51 tahun	59.6 tahun
Kepala Femur (1)	Berdiri	4.944×10^{-4}	2.296×10^{-4}	1.1917×10^{-4}	1.381×10^{-5}
	Berjalan	6.674×10^{-4}	3.0998×10^{-4}	1.6088×10^{-4}	1.864×10^{-5}
	Berjalan, cepat	7.540×10^{-4}	3.0502×10^{-4}	1.8769×10^{-4}	2.175×10^{-5}
	Naik Tangga	8.066×10^{-4}	4.0182×10^{-4}	2.0855×10^{-4}	2.417×10^{-5}
	Berlari	0.0011	5.3385×10^{-4}	2.7707×10^{-4}	3.211×10^{-5}
Leher Femur (2)	Berdiri	-0.0045	-0.004	-0.0035	-0.0019
	Berjalan	-0.0060	-0.0054	-0.0047	-0.0026
	Berjalan, cepat	-0.0068	-0.0061	-0.0053	-0.0030
	Naik Tangga	-0.0078	-0.0070	-0.0061	-0.0033
	Berlari	-0.0104	-0.0094	-0.0081	-0.0044
Batang Kiri (3)	Berdiri	0.0061	0.0060	0.0054	0.0060
	Berjalan	0.0083	0.0081	0.0072	0.0081
	Berjalan, cepat	0.0093	0.0092	0.0082	0.0095
	Naik Tangga	0.0107	0.0105	0.0094	0.0105
	Berlari	0.0142	0.0140	0.0124	0.0140
Batang Kanan (4)	Berdiri	-0.0081	-0.0079	-0.0071	-0.0080
	Berjalan	-0.0109	-0.0107	-0.0096	-0.0108
	Berjalan, cepat	-0.0123	-0.0121	-0.0108	-0.0126
	Naik Tangga	-0.0141	-0.0139	-0.0124	-0.0140
	Berlari	-0.0188	-0.0184	-0.0165	-0.0185

Tabel 3 Data Hasil Nilai *Rate Strain*

Titik Pengamatan	Aktivitas	<i>Rate Strain (s⁻¹)</i>			
		25 tahun	44 tahun	51 tahun	59.6 tahun
Kepala Femur (1)	Berdiri	0.0155	0.0072	0.007	0.000434
	Berjalan	0.0336	0.0156	0.0081	0.000937
	Berjalan, cepat	0.0379	0.0176	0.0094	0.0011
	Naik Tangga	0.0435	0.0202	0.0105	0.0012
	Berlari	0.0578	0.0268	0.0139	0.0016
Leher Femur (2)	Berdiri	0.1403	0.1264	0.1098	0.0599
	Berjalan	0.3030	0.2730	0.2372	0.1293
	Berjalan, cepat	0.3423	0.3083	0.2680	0.1509
	Naik Tangga	0.3928	0.3538	0.3075	0.1677
	Berlari	0.5219	0.4701	0.4086	0.2228
Batang Kiri (3)	Berdiri	0.1924	0.1887	0.1682	0.1890
	Berjalan	0.4156	0.4077	0.3632	0.4083
	Berjalan, cepat	0.4695	0.4605	0.4103	0.4763
	Naik Tangga	0.5388	0.5284	0.4709	0.5292
	Berlari	0.573	0.7021	0.6256	0.7031
Batang Kanan (4)	Berdiri	0.2538	0.2491	0.2229	0.2506
	Berjalan	0.5483	0.5381	0.4816	0.5413
	Berjalan, cepat	0.6194	0.6079	0.5440	0.6316
	Naik Tangga	0.7108	0.6976	0.6242	0.7017
	Berlari	0.9443	0.9268	0.8294	0.9323

Tabel 4 Nilai Modulus Young pada Fase Istirahat

Usia (tahun)	Titik Pengamatan	Aktivitas	Kerapatan Tulang (gr/cm ²)	C	E new (Gpa)	E new eksperimen (Gpa)	Ketepatan
25	Batang Kanan (4)	Berdiri	0.9750	148	17.29	18.1	95.52
		Berjalan	1.8186	64.21	17.31		95.63
		Berjalan, cepat	2.1898	49.5	17.51		96.74
		Naik Tangga	2.8800	51	17.59		97.18
		Berlari	8.6924	63.98	18.49		97.84
	Batang Kiri (3)	Berdiri	0.8723	136.2	17.11	17	99.35
		Berjalan	1.3425	76.2	17.82		95.17
		Berjalan, cepat	1.5102	105	17.84		95.05
		Naik Tangga	1.7765	60.73	17.87		94.88
		Berlari	1.9355	70.01	17.88		94.82
44	Batang Kanan (4)	Berdiri	0.9666	79.44	16.31	18.03	90.46
		Berjalan	1.7735	92.21	16.37		90.79
		Berjalan, cepat	2.1221	340	16.38		90.85
		Naik Tangga	2.7598	54.57	17.31		96
		Berlari	7.6832	34.52	17.70		98.17
	Batang Kiri (3)	Berdiri	0.8666	209	16.20	17.13	94.57
		Berjalan	1.3202	159.28	16.74		97.72
		Berjalan, cepat	1.4801	161.53	17.11		99.88
		Naik Tangga	1.7322	86.92	17.13		100
		Berlari	2.7999	188.51	17.36		98.66
51	Batang Kanan (4)	Berdiri	0.9214	255.8	16.03	17.73	90.41
		Berjalan	1.5521	259.7	16.31		91.99
		Berjalan, cepat	1.7994	178.7	16.86		95.09
		Naik Tangga	2.2191	49.45	16.9		95.31
		Berlari	4.5228	120.83	17.19		96.95

59.6	Batang Kiri (3)	Berdiri	0.8358	292	16.52	16.95	97.46
		Berjalan	1.2044	95.40	16.71		98.58
		Berjalan, cepat	1.3275	210.9	16.88		99.59
		Naik Tangga	1.5149	223.5	17.14		98.88
		Berlari	2.2278	232.8	17.83		94.81
	Batang Kanan (4)	Berdiri	0.9693	72.38	16.22	17.35	93.49
		Berjalan	1.7875	77.23	16.94		97.64
		Berjalan, cepat	2.2655	79.263	17.00		97.98
		Naik Tangga	2.7963	45.08	17.64		98.33
		Berlari	7.9769	163.1	17.75		97.75
Batang Kiri (3)	Berdiri	0.8670	98.77	16.31	16.72	97.55	
	Berjalan	1.3219	109.6	16.56		99.04	
	Berjalan, cepat	1.5335	288.94	17.6		94.74	
	Naik Tangga	1.7355	194	17.62		94.62	
	Berlari	2.8089	44.02	17.63		94.56	

Tabel 5 Data Hasil Ultimate Stress

Usia (tahun)	Titik Pengamatan	Aktivitas	Ultimate Stress (MPa)	Ultimate Stress Eksperimen (MPa)	Ketepatan (%)
25	Batang Kanan (4)	Berdiri	192.09	210	91.47
		Berjalan	192.31		91.57
		Berjalan, cepat	194.53		92.63
		Naik Tangga	195.43		93.06
		Berlari	205.42		97.81
	Batang Kiri (3)	Berdiri	109.68	125.25	87.57
		Berjalan	114.23		91.20
		Berjalan, cepat	114.36		91.31
		Naik Tangga	114.55		91.46
		Berlari	114.61		91.50
44	Batang Kanan (4)	Berdiri	181,2	201,68	89,85
		Berjalan	181,86		90,17
		Berjalan, cepat	181,98		90,23
		Naik Tangga	192,31		95,35
		Berlari	196,64		97,5
	Batang Kiri (3)	Berdiri	104	111,33	93,28
		Berjalan	107		96,39
		Berjalan, cepat	109,68		98,52
		Naik Tangga	109,81		98,64
		Berlari	111,28		99,96
51	Batang Kanan (4)	Berdiri	178,09	196,48	90,64
		Berjalan	181,2		92,22
		Berjalan, cepat	187,31		95,33
		Naik Tangga	187,75		95,56
		Berlari	190,97		97,2

	Batang Kiri (3)	Berdiri	105,89	102,63	96,82
		Berjalan	107,11		95,64
		Berjalan, cepat	108		94,57
		Naik Tangga	109,87		92,95
		Berlari	114,29		88,64
59,6	Batang Kanan (4)	Berdiri	180,2	192,008	93,85
		Berjalan	188,2		98,02
		Berjalan, cepat	188,89		98,38
		Naik Tangga	195,97		97,94
		Berlari	197,2		97,3
	Batang Kiri (3)	Berdiri	104,55	95,148	90,12
		Berjalan	106,15		88,44
		Berjalan, cepat	112,82		81,43
		Naik Tangga	112,95		81,29
		Berlari	113,01		81,23



**KEMENTERIAN AGAMA RI
UNIVERSITAS ISLAM NEGERI (UIN)
MAULANA MALIK IBRAHIM MALANG
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI**

Jl. Gajayana No. 50 Dinoyo Malang (0341) 551345 Fax. (0341) 572533

BUKTI KONSULTASI SKRIPSI

Nama : Ita Setyaningsih
NIM : 15640015
Fakultas/ Jurusan : Sains dan Teknologi/ Fisika
Judul Skripsi : Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik Terhadap Batas Elastisitas Tulang Berbasis *Finite Element Method* (FEM)
Pembimbing I : Dr. H. M. Tirono, M.Si
Pembimbing II : Drs. Abdul Basid, M.Si

No	Tanggal	HAL	Tanda Tangan
1	30 Juli 2019	Konsultasi Bab I, II, dan III	
2	6 Agustus 2019	Konsultasi Bab I, II, III dan ACC	
3	12 November 2019	Konsultasi Data Hasil Bab IV	
4	19 November 2019	Konsultasi Bab IV	
5	27 November 2019	Konsultasi Bab IV dan ACC	
6	20 Januari 2020	Konsultasi Integrasi Agama	
7	4 Februari 2020	Konsultasi Bab V	
8	18 Juni 2020	Konsultasi Integrasi Agama dan ACC	
9	18 Juni 2020	Konsultasi Semua Bab, Abstrak dan ACC	

Malang, 18 Juni 2020
 Mengetahui,
 Ketua Jurusan Fisika,

 Drs. Abdul Basid, M.Si
 NIP. 19650504 199003 1 003