

**SIMULASI PENGARUH RANGSANGAN MEKANIK
TERHADAP KERAPATAN TULANG AKIBAT PERUBAHAN
USIA BERBASIS *FINITE ELEMENT METHOD* (FEM)**

SKRIPSI

Oleh:
NURANI INDHA RUSMANA
NIM. 15640040



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

**SIMULASI PENGARUH RANGSANGAN MEKANIK
TERHADAP KERAPATAN TULANG AKIBAT PERUBAHAN
USIA BERBASIS *FINITE ELEMENT METHOD* (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:
Nurani Indha Rusmana
NIM. 15640040

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

HALAMAN PERSETUJUAN

SIMULASI PENGARUH RANGSANGAN MEKANIK TERHADAP KERAPATAN TULANG AKIBAT PERUBAHAN USIA BERBASIS *FINITE ELEMENT METHOD* (FEM)

SKRIPSI

Oleh:
Nurani Indha Rusmana
NIM. 15640040

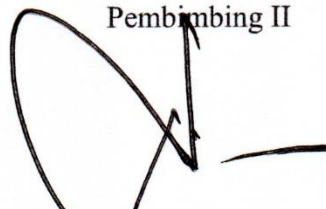
Telah diperiksa dan disetujui untuk diuji,
Pada tanggal 18 Februari 2020

Pembimbing I



Dr. H. M. Tirono, M.Si
NIP. 19641211 199111 1 001

Pembimbing II



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



Mengetahui,
Ketua Jurusan


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

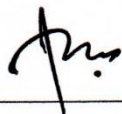
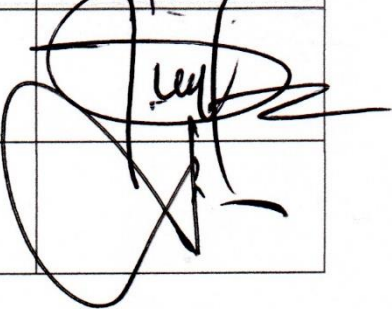
HALAMAN PENGESAHAN

SIMULASI PENGARUH RANGSANGAN MEKANIK TERHADAP KERAPATAN TULANG AKIBAT PERUBAHAN USIA BERBASIS *FINITE ELEMENT METHOD* (FEM)

SKRIPSI

Oleh:
Nurani Indha Rusmana
NIM. 15640040

Telah dipertahankan di depan dewan penguji skripsi dan disahkan tanggal:
20 Mei 2020

Penguji I :	<u>Farid Samsu Hananto, M.T</u> NIP.19740513 200312 1 001	
Penguji II :	<u>Erna Hastuti, M.Si</u> NIP.1981111192008012009	
Pembimbing I :	<u>Dr. H. M. Tirono, M.Si</u> NIP. 19641211 1991111 001	
Pembimbing II :	<u>Drs. Abdul Basid, M.Si</u> NIP. 19650504 199003 1 003	



Mengetahui,
Ketua Jurusan

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

PERNYATAAN KEASLIAN TULISAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Nurani Indha Rusmana
NIM : 15640040
Jurusan : Fisika
Fakultas : Sains dan Teknologi
Judul Penelitian : Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik terhadap Kerapatan Tulang Akibat Perubahan Usia, Berbasis *Finite Element Method* (FEM)

Menyatakan dengan sebenarnya bahwa skripsi yang saya tulis ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri, bukan merupakan pengambilan data, tulisan atau pikiran orang lain yang saya akui sebagai hasil tulisan atau pikiran saya sendiri, kecuali dengan mencantumkan sumber kutipan pada daftar pustaka. Apabila di kemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa skripsi ini hasil jiplakan, maka saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Malang, 13 Februari 2020
Yang Membuat Pernyataan



Nurani Indha Rusmana
15640040

MOTTO

selalu berpikir positif
tidak peduli seberapa keras kehidupanmu
jika mengeluh, dalam hal baik pun pasti akan melihat hal
buruk
oleh karena itu, carilah kebaikan
dari setiap hal yang terjadi pada kita
jangan pernah berkecil hati sepanjang kita punya mimpi
walau kecil
karena itu dapat membantu kita bangkit dari kegagalan



HALAMAN PERSEMBAHAN

Karya tulis ini penulis persembahkan untuk :

Orang tua saya, bapak Mukodi dan ibu Nur Hidayah, yang selalu mendoakan dengan tulus, mendukung, menasehati serta memotivasi saya.

Kakak dan adik tercinta, yang selalu mendukung saya dan sering menghibur saya disaat saya sulit.

Dosen pembimbing, Bapak H. M. Tirono, Bapak Abdul Basid dan Bapak Khusnul Yakin, yang dengan sabar membimbing dan memberi semangat.

Seluruh Bapak dan Ibu Dosen Fisika yang telah berbagi ilmu, memberikan saran-saran serta memberi nasehat kepada saya.

Teman-teman PPP. As-Salma yang selalu saling mengingatkan dan memberi semangat dari jauh.

Teman-teman kos saya yang selalu mendukung, memberi masukan, menemani disaat susah dan senang.

Seseorang yang sabar dengan sikap buruk saya, yang selalu memberi semangat, rajin mendoakan dan selalu mengukir senyum diwajah saya.

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 Kerapatan Tulang Akibat Perubahan Usia Berbasis *Finite Element Method* (FEM)”. Tidak lupa penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Allah SWT, atas berkat rahmat dan hidayah-Nya 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 Yakin sebagai pembimbing yang telah memberi bimbingan, arahan, motivasi dan dukungan kepada penulis dengan sabar dan telaten.
7. Bapak dan ibu dosen yang bersedia memberi masukan serta memberi semangat kepada penulis
8. Bapak, ibu dan keluarga yang selalu memberikan dukungan dan mendoakan penulis.
9. Unna yang sangat berjasa dalam penelitian ini serta berperan penting dalam penyelesaian karya tulis ini

10. Partner belajar saya, mbak Ita, yang menjadi teman bertukar pikiran, teman diskusi dalam segala hal dan teman yang selalu mendampingi penulis dalam menyelesaikan karya tulis ini

11. Teman-teman pejuang skripsi yang saling memberi semangat

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

Malang, 13 Februari 2020

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.....	7
1.3 Tujuan Penelitian.....	7
1.4 Manfaat Penelitian.....	7
1.5 Batasan Masalah	8
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	9
2.1 Rangsangan Mekanik.....	9
2.2 Tulang.....	11
2.2.1 Tulang Kortikal.....	11
2.2.2 Tulang Trabekular	13
2.2.3 Remodeling Tulang	14
2.3 <i>Finite Element Method</i> (FEM).....	16
2.3.1 Elemen Segitiga	17
2.3.2 Elemen Segiempat	18
2.4 Persamaan Remodeling Tulang.....	19
2.5 Runge Kutta Orde-4.....	21
2.6 Pengaruh Rangsangan Mekanik	22
2.6.1 <i>Stress</i> dan <i>Strain</i>	22
2.6.2 <i>Rate Strain</i>	24
2.6.3 Kerapatan Tulang.....	24
BAB III METODE PENELITIAN	25
3.1 Jenis Penelitian	25
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian.....	25
3.3 Alat dan Bahan	25
3.4 Variabel Penelitian.....	26
3.5 Diagram Penelitian	26
3.6 Prosedur Penelitian	29
3.7 Teknik Pengolahan Data.....	32
3.8 Analisis Data.....	34
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	35
4.1 Data Hasil Penelitian	35

4.1.1	Sebaran <i>Stress</i> , <i>Strain</i> dan <i>Rate Strain</i> Akibat Rangsangan Mekanik.....	35
4.1.2	Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Usia.....	44
4.1.3	Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Rangsangan Mekanik.....	47
4.2	Pembahasan	49
4.3	Hasil Penelitian dalam Perspektif Islam	53
BAB V PENUTUP		57
5.1	Kesimpulan.....	57
5.2	Saran	58
DAFTAR PUSTAKA		
LAMPIRAN		



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Skema Representasi dari Rangsangan Mekanik.....	10
Gambar 2.2	Tulang Kortikal dan Tulang Trabekular pada Tulang Femur	11
Gambar 2.3	Pengurangan Sifat Mekanik Tulang Kortikal Manusia dengan Usia.....	12
Gambar 2.4	Sensitivitas <i>Rate Strain</i> pada Tulang Kortikal dalam Arah Longitudinal.....	13
Gambar 2.5	Peran Osteoblas dan Osteoklas dalam Remodeling Tulang.....	15
Gambar 2.6	Elemen Segiempat dalam Koordinat Global.....	18
Gambar 2.7	Persebaran Gaya pada Tulang Femur.....	23
Gambar 2.8	Pemampatan dan Pemalaran pada Tulang Femur	23
Gambar 3.1	Diagram Alir Penelitian	26
Gambar 3.2	Diagram Alir Algoritma Program Elastisitas (<i>Strain & Stress</i>)....	27
Gambar 3.3	Diagram Alir Algoritma Program Kerapatan Tulang	28
Gambar 3.4	Sketsa Gambar Tulang Femur.....	29
Gambar 4.1	Sebaran <i>Strain</i> untuk Usia 25 Tahun dengan Aktivitas Berdiri	35
Gambar 4.2	Pengaruh Gaya terhadap Nilai <i>Strain</i> pada Batang Kiri Tulang A Femur.....	37
Gambar 4.3	Sebaran <i>Stress</i> untuk Usia 25 Tahun dengan Aktivitas Berdiri	38
Gambar 4.4	Pengaruh Gaya terhadap Nilai <i>Stress</i> pada Batang Kiri Tulang A Femur.....	40
Gambar 4.5	Sebaran <i>Rate Strain</i> untuk Usia 25 Tahun B dengan Aktivitas A Berdiri.....	41
Gambar 4.6	Pengaruh Gaya terhadap Nilai <i>Rate Strain</i> pada Batang Kiri B Tulang Femur	43
Gambar 4.7	Kerapatan Tulang Femur Usia 25 dan 51 Tahun	44
Gambar 4.8	Kerapatan Tulang Leher Femur Usia 25 Tahun.....	45
Gambar 4.9	Kerapatan Tulang Leher Femur Usia 44 Tahun.....	46
Gambar 4.10	Pengaruh Usia terhadap Kerapatan Tulang.....	46
Gambar 4.11	Pengaruh Gaya terhadap Kerapatan Tulang pada Usia 25 B Tahun.....	48

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Kontak Gaya Panggul yang Diukur Secara <i>In Vivo</i>	10
Tabel 2.2	Parameter Persamaan Matematik Kinematika Remodeling Tulang	19
Tabel 2.3	Nilai Konstanta Persamaan Matematik Remodeling Tulang.....	20
Tabel 3.1	Rangsangan Mekanik pada Tulang Femur.....	31
Tabel 3.2	Perubahan <i>Stress</i> , <i>Strain</i> dan <i>Rate Strain</i> Akibat Rangsangan Mekanik	33
Tabel 3.3	Hasil Perhitungan Kerapatan Tulang Akibat Perubahan Usia	33
Tabel 3.4	Hasil Perhitungan Kerapatan Tulang Akibat Pengaruh Rangsangan Mekanik.....	33
Tabel 4.1	Perubahan <i>Strain</i> Akibat Rangsangan Mekanik	37
Tabel 4.2	Perubahan <i>Stress</i> Akibat Rangsangan Mekanik.....	40
Tabel 4.3	Perubahan <i>Rate Strain</i> Akibat Rangsangan Mekanik	42
Tabel 4.4	Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Usia	45
Tabel 4.5	Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Rangsangan Mekanik	48

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1	Persamaan Elastisitas Tulang Statik
Lampiran 2	Data Hasil Penelitian
Lampiran 3	Data Bone Mineral Density (BMD)



ABSTRAK

Rusmana, Nurani Indha. 2020. **Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik terhadap Kerapatan Tulang Akibat Perubahan Usia Berbasis *Finite Element Method* (FEM)**. Skripsi. Jurusan Fisika. Fakultas Sains dan Teknologi. Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang. Pembimbing : (I) Dr. H. M. Tirono, M.Si (II) Drs. Abdul Basid, M.Si

Kata Kunci : Rangsangan Mekanik, *Stress*, *Strain*, *Rate Strain*, Kerapatan Tulang, *Finite Element Method* (FEM)

Osteoporosis dapat dikatakan sebagai *silent disease*, karena penyakit ini tidak memiliki gejala yang spesifik tapi menimbulkan dampak serius bagi penderita. Berkurangnya kerapatan pada tulang dikenal sebagai osteoporosis yang terjadi karena adanya gangguan pada proses remodeling tulang. Faktor-faktor yang mempengaruhi proses remodeling tulang diantaranya hormon estrogen dan aktivitas fisik (rangsangan mekanik). Oleh sebab itu, dalam penelitian ini akan mensimulasikan pengaruh rangsangan mekanik terhadap kerapatan tulang femur akibat perubahan usia. Metode dalam penelitian ini terdapat empat tahapan yaitu membuat konstruksi tulang femur dalam bentuk elemen segitiga dan segiempat. Kemudian menginput sifat tulang berdasarkan usia (modulus Young dan rasio Poisson). Setelah itu perhitungan *stress*, *strain* dan *rate strain* dengan *finite element method* (FEM). Kemudian perhitungan kerapatan tulang menggunakan persamaan kinematika dari V. Klika dan F. Marsik dengan metode Runge Kutta orde-4. Kerapatan tulang paling tinggi akibat perbedaan usia dimiliki oleh tulang femur pada usia 25 tahun yaitu 1.1551 gr/cm^2 . Hasil simulasi pengaruh usia terhadap kerapatan tulang dibandingkan dengan hasil eksperimen dan menunjukkan ketepatan rata-rata adalah 96.67%. Kerapatan tulang akibat rangsangan mekanik paling tinggi adalah 1.7053 gr/cm^2 , hasil ini dimiliki oleh tulang yang diberi gaya 2999.25 N (aktivitas berlari). Berdasarkan hasil simulasi tersebut, dapat disimpulkan bahwa kerapatan tulang akan berkurang seiring bertambahnya usia. Rangsangan mekanik mampu meningkatkan kerapatan tulang sehingga dapat memperlambat proses pengeroposan mineral tulang. Dalam hal ini, elemen segitiga merepresentasikan hasil yang lebih baik dibandingkan elemen segiempat.

ABSTRACT

Rusmana, Nurani Indha. 2020. **The Simulation of Mechanical Stimulation Effect on Bone Density Due to Changes Age Based Finite Element Method (FEM).** Thesis. Physics Major. Faculty of Science and Technology. State Islamic University of Maulana Malik Ibrahim Malang. Supervisor: (I) Dr. HM Tirono, M.Si (II) Drs. Abdul Basid, M.Si

Keywords : Mechanical Stimulation, Stress, Strain, Rate Strain, Bone Density, Finite Element Method (FEM)

Osteoporosis can be said as a silent disease because the disease has no specific symptoms but cause serious consequences for the patient. The reduced density of the bone is known as osteoporosis that occurs due to a disturbance in the process of bone remodeling. Factors that affect the bone remodeling process including estrogen and physical activity (mechanical stimuli). Therefore, in this study simulates the effect of mechanical stimuli on bone density of the femur due to changes in age. The method in this research, firstly make the construction of femur in the form of triangular and quadrilateral element. Then input the properties of bone by age (Young's modulus and Poisson's ratio). After that, calculate of stress, strain and rate strain with the finite element method (FEM). Then calculation of bone density using kinematic equation of V. Klika & F. Marsik with Runge Kutta method of 4th. The highest bone density were found in 25 years old femur bone which was 1.1551 g/cm^2 . When the simulation results are compared with the experimental results, obtained an average accuracy value of 96.67%. The highest bone density due to mechanical stimulation is 1.7053 g/cm^2 , when the bone is applied with force 2999.25 N (running activities). Based on simulation results, we can concluded that bone density will decrease with age. Mechanical stimuli can improve the bone density and can slow down the process of mineral loss in bone. Based in case, simulation using triangular element represent better result than using quadrilateral element.

مستخلص البحث

روسمن، نوراني إنداه. 2020. محاكاة تأثير التحفيز الميكانيكي على كثافة العظام بسبب تغيرات السن بناء على طريقة العناصر المحددة. البحث الجامعي. قسم الفزياء. كلية العلوم والتكنولوجيا. جامعة مولانا مالك إبراهيم الإسلامية الحكومية مالانج. المشرف: (I) الدكتور الحاج محمد تيرانو، الماجستير، (II) الدكتور عبد الباسط، الماجستير

الكلمات المفتاحية : التحفيز الميكانيكي، الإجهاد، الإعياء، معدل الإجهاد، كثافة العظام، طريقة العناصر المحددة

إن مرض هشاشة العظام يعبر بالمرض الصامت، لأن هذا المرض ليس له أعراض محددة ولكن له تأثير خطير على المصابين. الكثافة المنخفضة للعظام تعرف باسم هشاشة العظام، التي تحدث بسبب انقطاع في عملية إعادة تشكيل العظام. كانت العوامل التي تؤثر على عملية إعادة تشكيل العظام منها الهرمون الاستروجين والنشاط البدني (التحفيز الميكانيكي). لذلك، سيحاكي هذا البحث تأثير التحفيز الميكانيكي على كثافة عظام الفخذ بسبب تغير السن. الطريقة في هذا البحث تتكون من أربع مراحل وهي بناء عظم الفخذ في شكل العناصر الثلاثية والرابعة. ثم إدخال خصائص العظام على أساس العمر (معامل يونغ ونسبة بواسون). بعد ذلك حساب الإجهاد والإعياء ومعدل الإجهاد باستخدام طريقة العناصر المحددة. ثم حساب كثافة العظام باستخدام المعادلات الديناميكية الحرارية من V. Klika و F. Marsik مع طريقة Runge Kutta من الدرجة الرابعة. كثافة العظام أعلى بسبب اختلاف السن من عظم الفخذ في سن 25 عاما وهي 1.1551 غرام/سم². نتائج محاكاة تأثير السن على كثافة العظام مقارنة بالنتائج التجريبية وإظهار متوسط دقة 96.67 في المائة. كثافة العظام بسبب التحفيز الميكانيكي الأعلى هي 1.7053 غرام/سم²، وتمتلك هذه النتيجة العظم بالنظر إلى قوة N2999.25 (نشاط الركض). بناء على نتائج المحاكاة يمكن استنتاج أن كثافة العظام ستتناقص مع تقدم السن. إن التحفيز الميكانيكي يؤدي إلى زيادة كثافة العظام بحيث يمكن أن يبطئ عملية فقدان المعادن في العظام. في هذا الحال، يمثل العنصر المثلث نتيجة أفضل من العنصر الرباعي.

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Tulang berperan penting dalam mendukung kerangka tubuh, memiliki sifat yang kaku, keras dan kemampuannya untuk meregenerasi dan memperbaiki diri (Taichman, 2005). Banyak kelainan yang terjadi pada tulang dan faktor yang mempengaruhinya, salah satunya osteoporosis. Sampai saat ini osteoporosis masih menjadi masalah diseluruh dunia, hal itu seperti laporan data dari *World Health Organization* (WHO) yang menjelaskan bahwa di seluruh dunia terdapat sekitar 200 juta orang menderita osteoporosis (Kemenkes RI, 2015).

Berdasarkan laporan *World Health Organization* (WHO), penderita osteoporosis paling banyak dijumpai di negara berkembang, seperti Indonesia. Resiko osteoporosis pada wanita di Indonesia empat kali lebih tinggi dibandingkan laki-laki. Menurut hasil penelitian *white paper* pada tahun 2007 yang dilaksanakan bersama perhimpunan osteoporosis Indonesia, dilaporkan bahwa proporsi penderita osteoporosis pada penduduk yang berusia di atas 50 tahun adalah 32,3% pada wanita dan 28,8% pada pria (Kemenkes RI, 2015).

Osteoporosis dapat mengakibatkan patah tulang, menurut laporan dari *World Health Organization* (WHO) menunjukkan bahwa 50% patah tulang akibat osteoporosis adalah patah tulang paha atas yang dapat menyebabkan kecacatan seumur hidup dan kematian. Kemudian data Sistem Informasi Rumah Sakit (SIRS) 2010 menunjukkan angka insiden patah tulang paha atas akibat osteoporosis adalah sekitar 200 dari 100.000 kasus pada usia 40 tahun (Kemenkes RI, 2015).

Osteoporosis dapat dialami oleh siapa saja termasuk usia muda, namun berdasarkan beberapa data di atas, sebagian besar penderita osteoporosis adalah orang yang berusia lanjut. Hal tersebut seperti dijelaskan dalam al-Qur'an surat Maryam ayat 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).

Menurut ayat tersebut dapat dijelaskan bahwa salah satu faktor yang mempengaruhi kekuatan tulang adalah usia. Semakin bertambahnya usia yang ditandai dengan warna rambut menjadi putih atau yang disebut uban maka kekuatan tulang manusia juga semakin melemah. Hal tersebut juga dijelaskan oleh Tandra bahwa pada rentang usia 20 – 30 tahun kepadatan tulang telah mencapai batas maksimum (puncak massa tulang) sehingga risiko patah tulang sangat rendah. Sedangkan diatas usia 30 tahun, kepadatan tulang akan semakin menurun yang menyebabkan tulang semakin rapuh (Tandra, 2009). Kecepatan proses pembentukan tulang berkurang secara progresif seiring dengan bertambahnya usia, yang dimulai pada usia sekitar 30 atau 40 tahun. Semakin padat tulang sebelum usia tersebut, maka akan semakin kecil kemungkinan terjadi osteoporosis (Corwin, 2009).

Osteoporosis adalah suatu kondisi yang ditandai oleh kepadatan mineral tulang yang rendah dan kerusakan struktur mikro jaringan tulang. Hal ini yang menyebabkan peningkatan kerapuhan tulang dan dapat berakibat patah tulang (Seeman & Delmas, 2006). Osteoporosis terjadi karena gangguan pada metabolisme tulang yang diakibatkan oleh beberapa kondisi, diantaranya yaitu

berkurangnya stimulus mekanik (inaktif) pada tulang, berkurangnya hormon estrogen, efek samping beberapa jenis obat, makanan, merokok dan sebagainya (Kemenkes RI, 2015).

Ketika memasuki usia lanjut, akan terjadi penurunan jumlah hormon estrogen yang lama kelamaan hormon tersebut akan menghilang. Sedangkan hormon estrogen dapat mengatur proses remodeling tulang dan fungsi osteoklas, karena hormon estrogen dapat mengurangi umur dari sel-sel dengan memberikan apoptosis (Hughes, dkk., 1996). Kondisi ketika hormon estrogen terus menurun akan dapat mengakibatkan proses remodeling tulang tidak bekerja seimbang.

Remodeling tulang merupakan proses berkelanjutan dimana matriks tulang yang sudah tua dihancurkan dan selalu digantikan oleh pembentukan matriks tulang yang baru. Osteogenesis merupakan proses pembentukan tulang baru oleh sel yang disebut osteoblas (Usha & Nandeesh, 2012). Sedangkan terdapat sel yang bekerja sebaliknya yaitu sel osteoklas dimana sel tersebut bekerja untuk menyerap dan menghancurkan tulang. Ketika hormon estrogen menghilang, tidak ada yang mengendalikan kerja sel osteoklas, akibatnya sel osteoklas lebih banyak daripada sel osteoblas. Apabila aktivitas sel osteoklas lebih besar daripada sel osteoblas maka dapat menyebabkan pengeroposan tulang yang lama kelamaan menjadi osteoporosis (Ganong, 2008).

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 pada bagian tubuh yang lain. 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 meningkatkan kepadatan tulang, namun dapat menyebabkan mineralisasi berlebihan pada tulang sehingga tulang terlalu keras dan rapuh (Nogues & Laguna, 2018).

Osteoporosis merupakan salah satu penyakit yang sulit didiagnosis secara dini, umumnya gejala osteoporosis baru tampak setelah usia 50 tahun (Kemenkes RI, 2015). Alat yang digunakan untuk mendiagnosis osteoporosis dengan tingkat keakuratan tinggi adalah *Dual Energy X-ray Absorptiometry* (DEXA). Namun, pemeriksaan menggunakan DEXA cukup mahal, sehingga tidak banyak masyarakat yang melakukan pemeriksaan kepadatan tulang. Selain itu, alat pemeriksaan tersebut tidak dapat menjelaskan proses pembentukan dan penghancuran tulang.

Berdasarkan penelitian Gholamreza Rouhi 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 atau aktivitas fisik lainnya dapat dijadikan sebagai alternatif untuk meningkatkan kepadatan tulang, karena mudah dilakukan, tidak membutuhkan biaya mahal dan tanpa memiliki efek samping.

Tulang mengubah massa dan konstruksinya mengikuti perubahan lingkungan mekanik eksternal agar dapat beradaptasi dengan lingkungan mekanik baru. Saat ini, dengan perkembangan teknologi komputasi yang pesat, maka mungkin untuk secara kuantitatif mensimulasikan proses adaptasi tulang agar dapat memprediksi dan menjelaskan pembentukan dan pemeliharaan arsitektur tulang di bawah pengaruh mekanik yang berbeda dengan menggabungkan algoritma remodeling tulang kuantitatif dengan analisis elemen (Huiskes, dkk., 2000; Ruimerman, dkk., 2003). Simulasi pemodelan pada komputasi dapat digunakan untuk mendiagnosis osteoporosis tanpa harus mengeluarkan biaya yang cukup mahal.

Pengaruh rangsangan mekanik terhadap proses remodeling tulang telah diteliti oleh beberapa ilmuwan. Seperti penelitian sebelumnya, pada tahun 2006 dengan menggunakan model RANK-RANKL-OPG (*receptor for activation of nuclear factor kappa-B ligand-Osteoprotegerin*), V. Klika dan F. Marsik menurunkan persamaan differensial remodeling tulang. Penelitian ini hanya menjelaskan rangsangan mekanik yang dapat mengaktifkan sel osteoblas sehingga pembentukan mineral tulang lebih besar daripada resorpsinya (Klika & Marsik, 2006). Kemudian dilanjutkan pada tahun 2010, V. Klika dan F. Marsik meneliti model kinematika remodeling tulang yang hanya dapat menjelaskan proses aktivitas osteoblas dengan memodifikasi dari sebelumnya (Klika & Marsik, 2010). Beberapa penelitian tersebut belum dapat menjelaskan pengaruh rangsangan mekanik terhadap kerapatan tulang dalam bentuk simulasi.

Sedangkan penelitian sebelumnya pada tahun 2012, Ahmad Idhammad & Abdelmounaim telah melakukan penelitian simulasi remodeling tulang femur

akibat rangsangan mekanik. Pemodelan yang digunakan dalam penelitian ini adalah *finite difference method* dalam struktur tulang satu dimensi dari model elemen n-unit. Sehingga, analisis penelitian ini tidak dapat menjelaskan pengaruh rangsangan mekanik terhadap kerapatan tulang dalam bentuk simulasi dua dimensi (Idhammad & Abdelmounaim, 2012).

Penelitian sebelumnya oleh Cerrolaza, dkk., membuat simulasi pengaruh piezoelektrik terhadap kepadatan tulang menggunakan *Boundary Element Method* (BEM). Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa piezoelektrik dapat mempengaruhi kepadatan tulang, dan sesuai dengan hasil eksperimen. Namun model *Boundary Element Method* (BEM) ini memiliki kelemahan karena harus memaksakan asumsi nilai modulus young dan memanipulasi kepadatan awal tulang agar diperoleh hasil yang sesuai. Berdasarkan penelitian ini, model *Finite Element Method* (FEM) mampu memperoleh hasil yang lebih baik ketika dibandingkan dengan model *Boundary Element Method* (BEM) dan gambar X-ray (Cerrolaza, dkk., 2017).

Berdasarkan pemaparan di atas, maka penulis melakukan penelitian yang berjudul “Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik terhadap Kerapatan Tulang Akibat Perubahan Usia Berbasis *Finite Element Method* (FEM)”. Penelitian ini bertujuan mensimulasikan persebaran gaya pada tulang serta menghitung kerapatan tulang. Persamaan persebaran *strain* dibuat dengan hubungan *displacement*, *strain*, dan *stress* serta sifat material tulang (modulus Young dan rasio Poisson) menggunakan *Finite Element Method* (FEM) dalam struktur tulang 2 dimensi. Selanjutnya *rate strain* akibat rangsangan mekanik tersebut

akan dihitung kerapatan tulangnya berdasarkan persamaan kinematika dari V. Klika dan F. Marsik, dengan menggunakan Runge-Kutta orde-4.

1.2 Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah berdasarkan penjelasan latar belakang yang telah disampaikan adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana persebaran *stress*, *strain* dan *rate strain* pada tulang akibat rangsangan mekanik dengan elemen yang berbeda?
2. Bagaimana perubahan kerapatan tulang akibat perbedaan usia?
3. Bagaimana perubahan kerapatan tulang akibat perbedaan rangsangan mekanik?

1.3 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dilakukan penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mensimulasikan persebaran *stress*, *strain* dan *rate strain* pada tulang akibat rangsangan mekanik dengan elemen yang berbeda.
2. Mengetahui perubahan kerapatan tulang akibat perbedaan usia.
3. Mengetahui perubahan kerapatan tulang akibat perbedaan rangsangan mekanik.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat penelitian ini adalah setelah mengetahui pengaruh rangsangan mekanik terhadap kepadatan tulang, maka 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. Selain itu juga untuk mencegah terjadinya pengeroposan tulang pada usia muda yang dapat menyebabkan patah tulang.

1.5 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah diantaranya adalah penelitian ini dilakukan untuk mengamati bagian tulang manusia dewasa yaitu tulang bagian paha. Remodeling tulang pada penelitian ini hanya berdasarkan faktor beban mekanik dan usia. Persamaan kinematika hanya untuk mengetahui kerapatan tulang. Seluruh bagian tulang untuk simulasi ini dianggap pada fase yang sama (isotropik).



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, 2015).

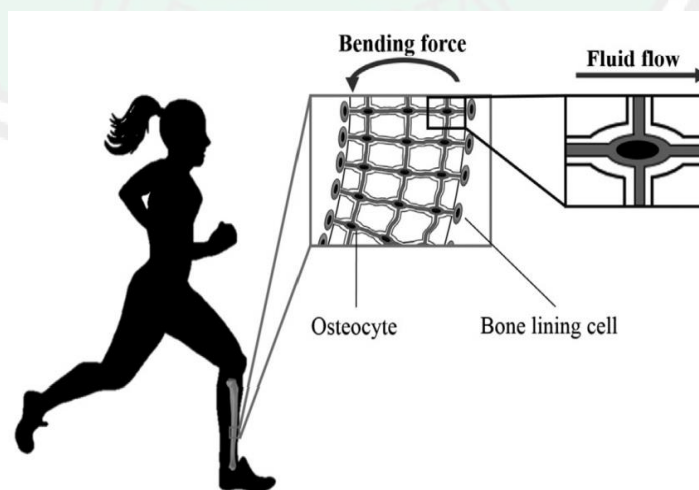
Rangsangan mekanik adalah rangsangan yang dihasilkan oleh perubahan fisik seperti kontak dengan benda atau perubahan tekanan (Farlex, 2009). Rangsangan mekanik yang diberikan dalam penelitian ini berupa rangsangan mekanik pada saat aktivitas berjalan, berjalan cepat, berdiri, naik tangga dan berlari. 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. Menurut 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

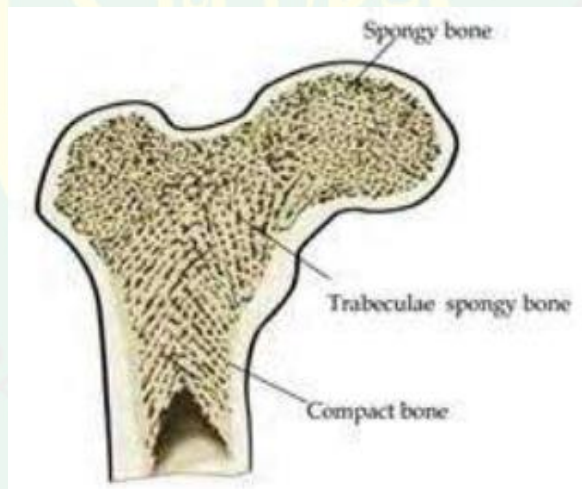
Ketika seseorang melakukan aktivitas fisik, maka akan merangsang aktivitas sel osteoblas. Sel osteoblas ini dihasilkan oleh osteosit yang terkubur dalam lakuna dan termineralisasi dalam matriks tulang. Akibat rangsangan mekanik dan deteksi perubahan kadar hormon estrogen, osteosit mempunyai kemampuan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



Gambar 2.1 Skema Representasi dari Rangsangan Mekanik (Duncan, 1995)

2.2 Tulang

Tulang merupakan jaringan penghubung yang vital, bersifat dinamis dengan struktur dan komposisi yang mampu melakukan keseimbangan antara dua fungsi utama yaitu penyediaan integritas mekanik untuk bergerak dan perlindungan (Marcus, dkk., 2001). Tulang terdiri atas beberapa komponen seluler diantaranya osteogenik, osteoblas, osteosit dan elemen hemapoietic dari sumsum tulang (Recker, 1992). Tulang pada tubuh manusia dan mamalia lainnya umumnya diklasifikasikan menjadi dua jenis, yakni tulang kortikal yang juga dikenal sebagai tulang kompak dan tulang trabekular yang dikenal sebagai tulang cancellous atau tulang spons. Kedua jenis ini diklasifikasikan berdasarkan porositas dan struktur mikronya (Martin & Burr, 1989).

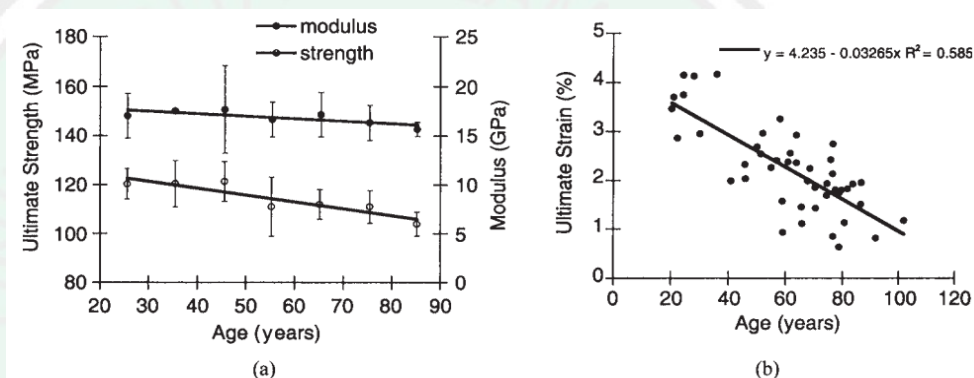


Gambar 2.2 Tulang Kortikal dan Tulang Trabekular pada Tulang Femur (Bankoff, 2007)

2.2.1 Tulang Kortikal

Tulang kortikal merupakan bagian terbesar (80%) penyusun kerangka manusia. Dalam hal ini, tulang kortikal memiliki porositas yang rendah dibandingkan dengan porositas tulang trabekular yaitu 5-10%. Hal inilah yang

menyebabkan susunan jaringan pada tulang kortikal padat dan keras. Tulang ini memiliki modulus elastis yang tinggi, sehingga mampu menahan tekanan mekanik berupa beban tekukan dan puntiran yang berat. Tulang kortikal ini sebagian besar terletak pada batang tulang panjang dan membungkus tulang trabekular pada ujung sendi dan vertebra (Ott, 2018). Tulang kortikal membentuk dinding luar semua tulang dan sebagian besar bertanggung jawab untuk menjalankan fungsi sebagai penguat dan pelindung tulang (Rouhi, 2006).

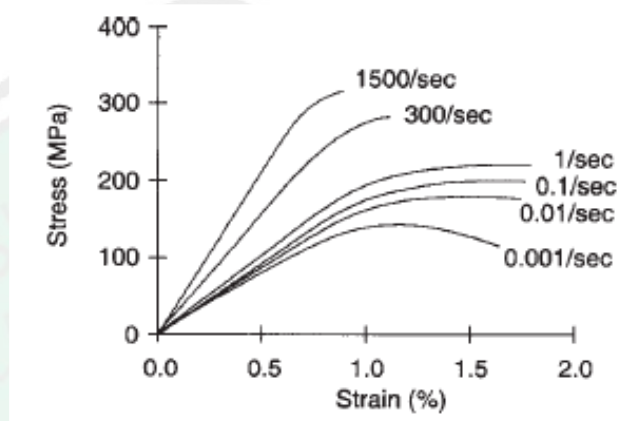


Gambar 2.3 Pengurangan Sifat Mekanik Tulang Kortikal Manusia dengan Usia (Keaveny, dkk., 2004)

Berdasarkan gambar 2.3 (a) dijelaskan bahwa modulus tidak berkurang banyak jika diam, sedangkan kekuatan berkurang banyak, dengan laju sekitar 2% per dekade. Kemudian pada gambar 2.3 (b) menyatakan bahwa *strain* menurun tajam sebanding dengan usia, pada tingkat sekitar 10% dari usia muda per dekade (Keaveny, dkk., 2004).

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. Sifat elastis dan kekuatan tulang kortikal akan berubah seiring bertambahnya usia. Pada masa pertumbuhan, tulang-tulang pada

manusia akan bertambah padat dan bertambah panjang hingga mencapai kepadatan maksimal pada usia 30 tahun. Setelah usia 30 tahun, kepadatan tulang ini akan semakin berkurang bahkan dapat menyebabkan penurunan tinggi badan.



Gambar 2.4 Sensitivitas *Rate Strain* pada Tulang Kortikal dalam Arah Longitudinal (Keaveny, dkk., 2004)

2.2.2 Tulang Trabekular

Tulang trabekular atau disebut tulang *concellous*, tulang ini berpori sehingga bisa disebut juga tulang spons dan kebanyakan ditemukan di dekat permukaan sendi, pada akhir tulang panjang dan bagian dalam tulang pendek. Tulang trabekular memiliki struktur tiga dimensi yang kompleks yang terdiri dari penyangga dan piringan (Ruimerman, 2005). Tulang trabekular mempunyai elastisitas yang lebih kecil dan itu menunjukkan bahwa kandungan mineralnya lebih rendah dibandingkan dengan tulang kortikal. Selain itu, tulang trabekular mengalami proses resorpsi yang lebih cepat dibandingkan dengan tulang kortikal (Guo & Goldstein, 1997).

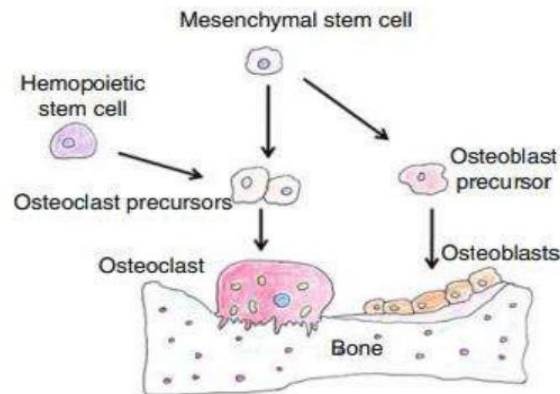
Tulang trabekular (*cancelous bone*) memiliki porositas sekitar 50-95%. Sehingga, tulang trabekular ini lebih berongga dibandingkan tulang kortikal

yang padat. Tulang trabekular dapat ditemukan pada tulang kuboid, tulang pipih dan pada akhir tulang panjang (Doblare, 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

Remodeling yang sebenarnya terjadi dalam dua langkah: osteoklas menempel pada permukaan tulang, melarutkan mineral, dan kemudian fase organik tulang, membuka sebuah lubang yang kemudian diisi oleh sejumlah osteoblas, yang menghasilkan matriks kolagen dan mensekresi protein yang merangsang deposisi kalsium fosfat (Teitelbaum & Ross, 2003). Berdasarkan asumsi tingkat normal remodeling tulang dewasa, tulang kortikal memiliki usia rata-rata 20 tahun dan tulang trabekular 1-4 tahun (Ruimerman, 2005).



Gambar 2.5 Peran Osteoblas dan Osteoklas dalam Remodeling Tulang (Usha dan Nandeesh, 2012)

Osteoklas dan osteoblas erat berkolaborasi dalam proses remodeling dan disebut *Basic Multicellular Unit* (BMU). Tulang kortikal dalam BMU membentuk sebuah kanal silinder sekitar 2000 μm panjang dan 150-200 μm lebar. Secara bertahap lubang terbentuk pada tulang dengan kecepatan 20-40 $\mu\text{m}/\text{hari}$. Setelah tiba di ujung, pada urutan sepuluh osteoklas menggali sebuah terowongan melingkar (kerucut) dalam arah pembebanan yang dominan. Kemudian diikuti oleh beberapa ribu osteoblas yang mengisi terowongan (menutup kerucut) untuk menghasilkan (sekunder) osteon tulang baru (Ruimerman, 2005). Pada proses ini, antara 2% dan 5% dari tulang kortikal direnovasi setiap tahun (Lee & Einhorn, 2001).

Proses remodeling pada tulang trabekular sebagian besar dilapisan permukaan. Karena permukaan yang jauh lebih besar terhadap volume, itu lebih aktif direnovasi daripada tulang kortikal, dengan tingkat remodeling yang bisa sampai 10 kali lebih tinggi (Lee & Einhorn, 2001). Osteoklas melakukan perjalanan di seluruh permukaan trabecular dengan kecepatan sekitar 25 $\mu\text{m}/\text{hari}$, menggali parit daripada terowongan, dengan kedalaman 40-60 μm . Seperti di tulang kortikal mereka diikuti oleh pembentukan tulang osteoblas.

Situs renovasi aktif mencakup daerah dari berbagai ukuran dari kecil seperti $50 \times 20 \mu\text{m}$ hingga $1000 \times 1000 \mu\text{m}$ (Ruimerman, 2005).

2.3 *Finite Element Method (FEM)*

Finite element method (FEM) adalah teknik numerik untuk menyelesaikan masalah yang dideskripsikan melalui persamaan diferensial parsial atau dapat dirumuskan sebagai *functional minimization* (Nikishkov, 2004). Persamaan differensial 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 & 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 & 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 & Hyochoong, 1996). Potongan elemen tersebut memiliki berbagai macam bentuk, beberapa bentuk elemen dua dimensi akan dijelaskan sebagai berikut:

2.3.1 Elemen Segitiga

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 untuk elemen segitiga $\{\sigma\} = \{\sigma_x \sigma_y \tau_{xy}\}^T$ menunjukkan *stress* dan $\{\varepsilon\} = \{\varepsilon_x \varepsilon_y \varepsilon_{xy}\}^T$ adalah *strain*. Matriks sifat material $[D]$ menjadi (Kwon & 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 (Kwon & Hyochoong, 1996):

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

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:

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

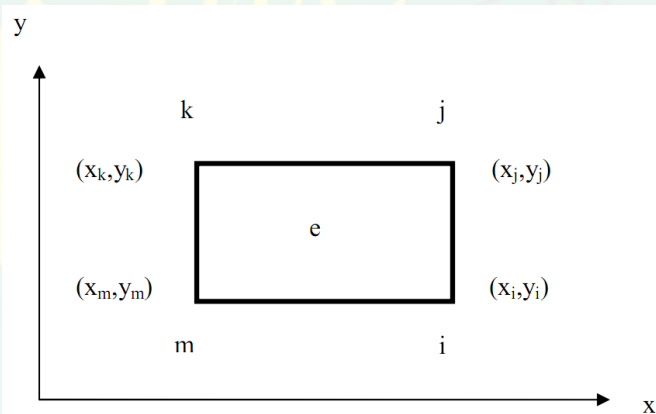
Sehingga diperoleh persamaan *finite element* untuk elastisitas bahan adalah sebagai berikut.

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

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

2.3.2 Elemen Segiempat

Karakteristik elemen segi empat dinyatakan dengan simpul i, j, k dan m seperti Gambar 6. Elemen segi empat dibatasi oleh empat simpul dimana sisi ij, dan km sejajar terhadap sumbu y kemudian sisi jk dan mi sejajar dengan sumbu x. Parameter Φ menyatakan perpindahan komponen ke arah sumbu x atau y. Sehingga fungsi bentuk elemen segi empat dapat dinyatakan dalam bentuk sistem koordinat global (x,y) (Susmikanti & Utaja, 2005).



Gambar 2.6 Elemen Segiempat dalam Koordinat Global (Susmikanti & Utaja, 2005)

Bentuk fungsi untuk elemen segi empat dapat berasal dari persamaan interpolasi berikut (Kwon & Hyochoong, 1996):

$$u = a_1 + a_2x + a_3y + a_4xy \quad (6)$$

Dimana untuk elemen segi empat $\{\sigma\} = \{1 \ \sigma_x \sigma_y \tau_{xy}\}^T$ menunjukkan *stress* dan $\{\varepsilon\} = \{1 \ \varepsilon_x \varepsilon_y \varepsilon_{xy}\}^T$ adalah *strain*. Sehingga matriks sifat material $[D]$ menjadi (Kwon & Hyochoong, 1996):

$$[D] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (7)$$

2.4 Persamaan Remodeling Tulang

Pada tahun 2010 V. Klika dan F. Marsik meneliti model kinematika 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 & Marsik, 2010).

$$\begin{aligned} \frac{dn_{MCELL}}{d\tau} &= -\delta_1(\beta_1 + n_{MCELL})n_{MCELL} + J_3 + J_{New_B} - D_1 \\ \frac{dn_{Old_B}}{d\tau} &= -(\beta_3 - n_{MCELL} + n_{Old_B})n_{Old_B} - D_2 + J_{New_B} \\ \frac{dn_{OB}}{d\tau} &= \delta_3 \left(\beta_6 - n_{Old_B} - (n_{OB} + n_{Osteoid} + n_{New_B}) \right) \left(\beta_8 - (n_{OB} + n_{Osteoid} + \right. \\ &\quad \left. n_{New_B}) \right) - \delta_4(\beta_{11} - (n_{Osteoid} + n_{New_B})n_{OB}) + D_3 - D_4 \\ \frac{dn_{Osteoid}}{d\tau} &= \delta_4 \left(\beta_{11} - (n_{Osteoid} + n_{New_B}) \right) n_{OB} - \delta_5(\beta_{14} - n_{New_B})n_{Osteoid} + \\ &\quad D_4 - D_5 \\ \frac{dn_{New_B}}{d\tau} &= \delta_5(\beta_{14} - n_{New_B})n_{Osteoid} - J_{New_B} + D_5 \end{aligned} \quad (8)$$

Tabel 2.2 Parameter Persamaan Matematik Kinematika 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
$d_{(1)}$	/s	<i>Rate strain</i>

Parameter yang digunakan pada penelitian ini berdasarkan perhitungan V. Klika dan F. Marsik yang ditunjukkan pada tabel 3. Rasio laju konstan reaksi ke- ρ terhadap laju konstan reaksi kedua (δ_ρ) ditunjukkan oleh persamaan (9), sedangkan pengaruh rangsangan dinamik pada laju ke- ρ persamaan kimia D_α ditunjukkan oleh persamaan (10) (Klika dan Klika, 2010). Untuk perhitungan kerapatan tulang digunakan persamaan (11).

$$\delta_\alpha = \frac{k_{+\alpha}}{k_{+2}} \quad (9)$$

$$D_\alpha = \frac{l_{\alpha v} d_{(1)}}{k_{+2} [Bo]^2} \quad (10)$$

$$\rho(I) = \rho_0 (N_{Old_B}(I) + N_{New_B}(I)) \quad (11)$$

Tabel 2.3 Nilai Konstanta Persamaan Matematik Remodeling Tulang

Konstanta	Nilai	Satuan	Konstanta	Nilai	Satuan
$[Old_B_0]$	Input	<i>mol/l</i>	δ_1	4	1
$[B_0]$	$22 \cdot 10^{10} / N_A$	<i>mol/l</i>	δ_3	2	1
$[New_B_0]$	Input	<i>mol/l</i>	δ_4	1/7	1
$[Osteosid_0]$	0	<i>mol/l</i>	l_{1v}	$-1.22 \cdot 10^{-14}$	<i>mol/l</i>
$[OB_0]$	$1.1 \cdot 10^{10} / N_A$	<i>mol/l</i>	l_{3v}	$-3.49 \cdot 10^{-17}$	<i>mol/l</i>
β_6	1.05	1	l_{2v}	$3.09 \cdot 10^{-19}$	<i>mol/l</i>
β_3	1/2000	1	l_{4v}	$-1.39 \cdot 10^{-17}$	<i>mol/l</i>
β_1	0.6	1	l_{5v}	$-5.44 \cdot 10^{-19}$	<i>mol/l</i>

β_{11}	1	1
β_{14}	1/20	1
β_8	1/10	1
$d_{(1)}$	input	/s

k_{+2}	$6 \cdot 10^7$	$l/mol.s$
J_{Old_B}	$2.6 \cdot 10^{-4}$	1
J_{New_B}	$2.6 \cdot 10^{-4}$	1
J_3	$0.416 \cdot 10^{-4}$	1

2.5 Runge Kutta Orde-4

Metode Runge Kutta merupakan metode satu langkah yang memberikan ketelitian hasil yang lebih besar dan tidak memerlukan turunan dari fungsi (Triatmodjo, 2002). Metode Runge-Kutta Orde-4 sering digunakan dalam penyelesaian persamaan diferensial karena dapat menyelesaikan persoalan matematis yang kompleks dengan lebih efisien. Selain itu, metode Runge-Kutta orde-4 memiliki tingkat *error* yang lebih kecil dibandingkan metode Runge-Kutta yang berorde di bawahnya. Secara umum, persamaan dalam Runge Kutta orde-4 adalah (Triatmodjo, 2002):

$$y_{i+1} = y_i + \frac{1}{6}(k_1 + 2k_2 + 2k_3 + k_4)h \quad (12)$$

Dimana

$$k_1 = f(x_i, y_i)$$

$$k_2 = f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{1}{2}k_1h\right)$$

$$k_3 = f\left(x_i + \frac{h}{2}, y_i + \frac{1}{2}k_2h\right)$$

$$k_4 = f(x_i + h, y_i + k_3h) \quad (13)$$

2.6 Pengaruh Rangsangan Mekanik

2.6.1 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 & Zemansky, 1986):

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (14)$$

Keterangan :

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

$F = gaya (N)$

$A = luas permukaan (m^2)$

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 & Huber, 1966):

$$\varepsilon = \frac{(l-l_0)}{l_0} \quad (15)$$

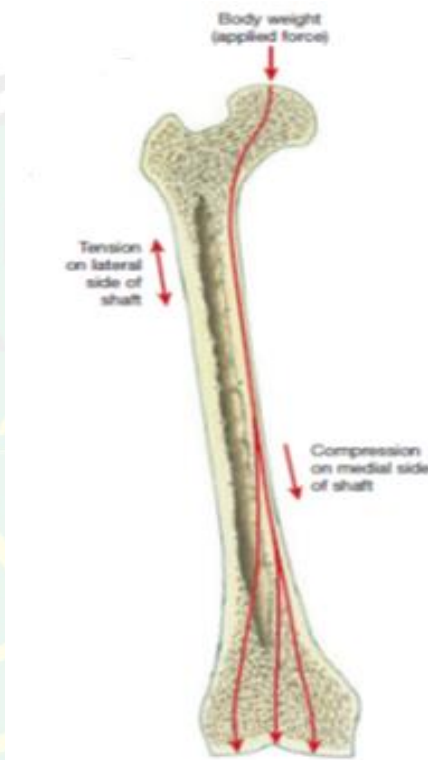
Dengan:

$\varepsilon = regangan$

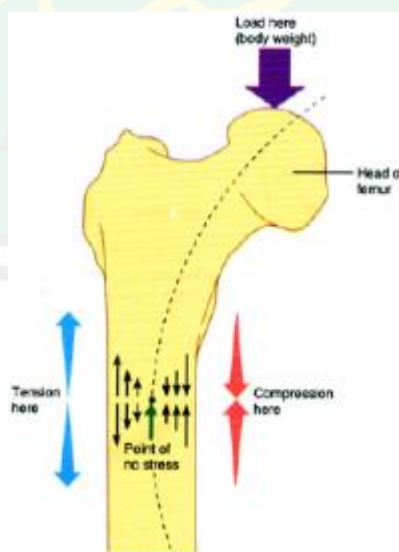
$l = panjang\ akhir (m)$

$l_0 = panjang\ awal (m)$

Ketika tulang femur diberikan rangsangan mekanik berupa gaya sebesar F , maka rangsangan mekanik didistribusikan ke sepanjang tulang dimana tulang bagian batang kanan akan mengalami pemampatan sedangkan bagian batang kiri akan mengalami pemalaran (Martini, dkk., 2012).



Gambar 2.7 Persebaran Gaya pada Tulang Femur (Martini, dkk., 2012)



Gambar 2.8 Pemampatan dan Pemalaran pada Tulang Femur (Martini, dkk., 2012)

2.6.2 Rate Strain

Penelitian ini juga mencari nilai *rate strain* yang terjadi pada setiap sel tulang yang akan mempengaruhi proses remodeling tulang. *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. Nilai *rate strain* sebanding dengan nilai *strain* seperti ditunjukkan dalam persamaan berikut (Kwon & Hyochoong, 1996):

$$d_{(1)} = 2\pi f\varepsilon \quad (16)$$

2.6.3 Kerapatan Tulang

Berdasarkan persamaan (8), 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 akan menyebabkan tulang menjadi lebih rapat (Yakin, 2014).

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Jenis Penelitian

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

3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian yang berjudul “Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik terhadap Kerapatan Tulang Akibat Perubahan Usia Berbasis *Finite Element Method* (FEM)” dilaksanakan pada 7 Mei 2019 sampai 31 Oktober 2019. Penelitian ini bertempat di Laboratorium Komputasi Jurusan Fisika Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang.

3.3 Alat dan Bahan

Peralatan serta bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah:

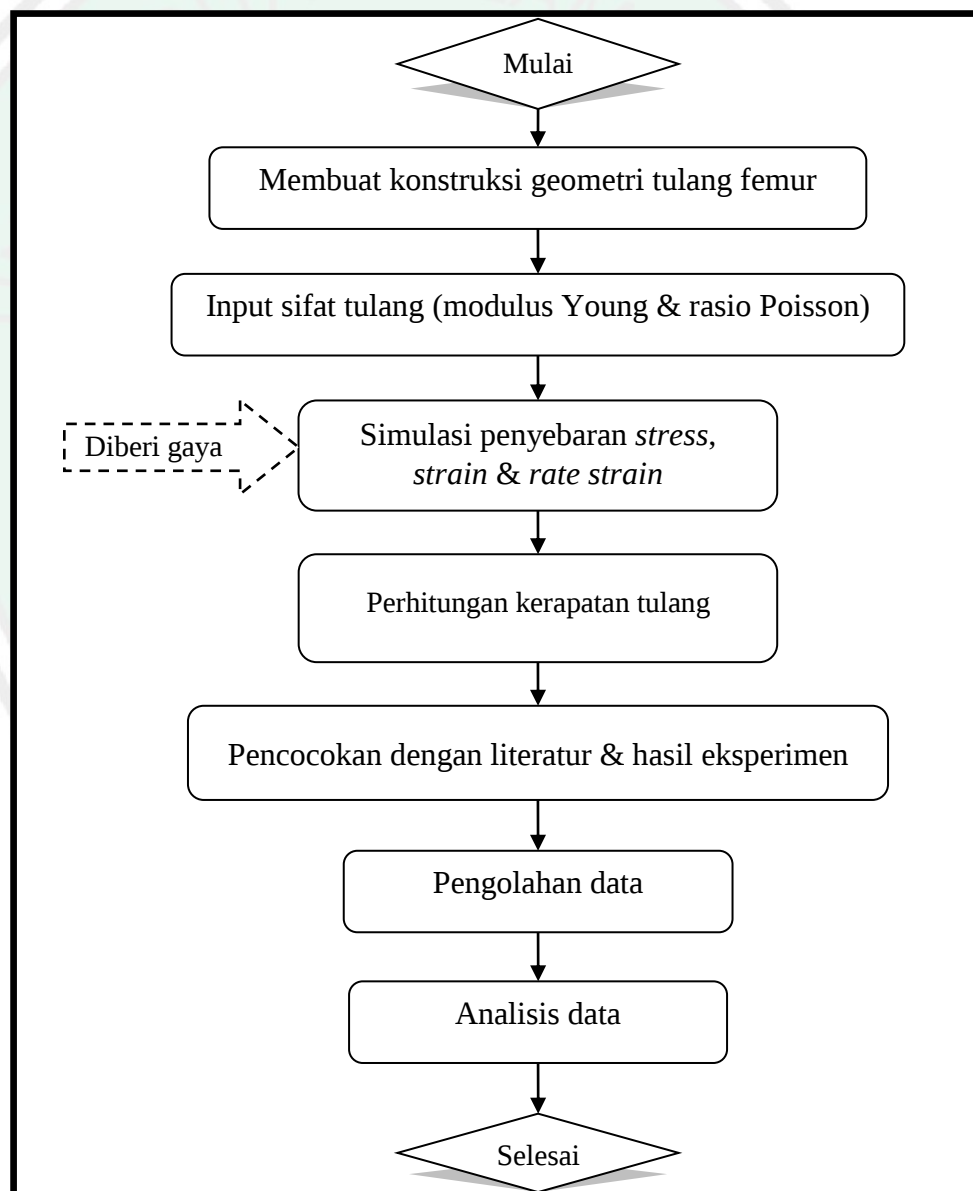
1. Laptop
2. *Software* MATLAB versi 2008
3. *Software* Microsoft office excel
4. Data hasil pemeriksaan *Bone Mineral Density* (BMD) pasien yang memiliki berat badan 64.5 kg untuk usia 25 tahun, 54.5 kg untuk usia 51 tahun, 61 kg untuk usia 44 tahun dan 60 kg untuk usia 59 tahun

3.4 Variabel Penelitian

Variabel bebas dalam penelitian ini adalah gaya yang diberikan oleh rangsangan mekanik berdasarkan jenis aktivitas fisik, modulus young, rasio poisson dan usia. Sedangkan variabel terikat dalam penelitian ini adalah nilai *stress*, *strain*, *rate strain* serta kerapatan tulang.

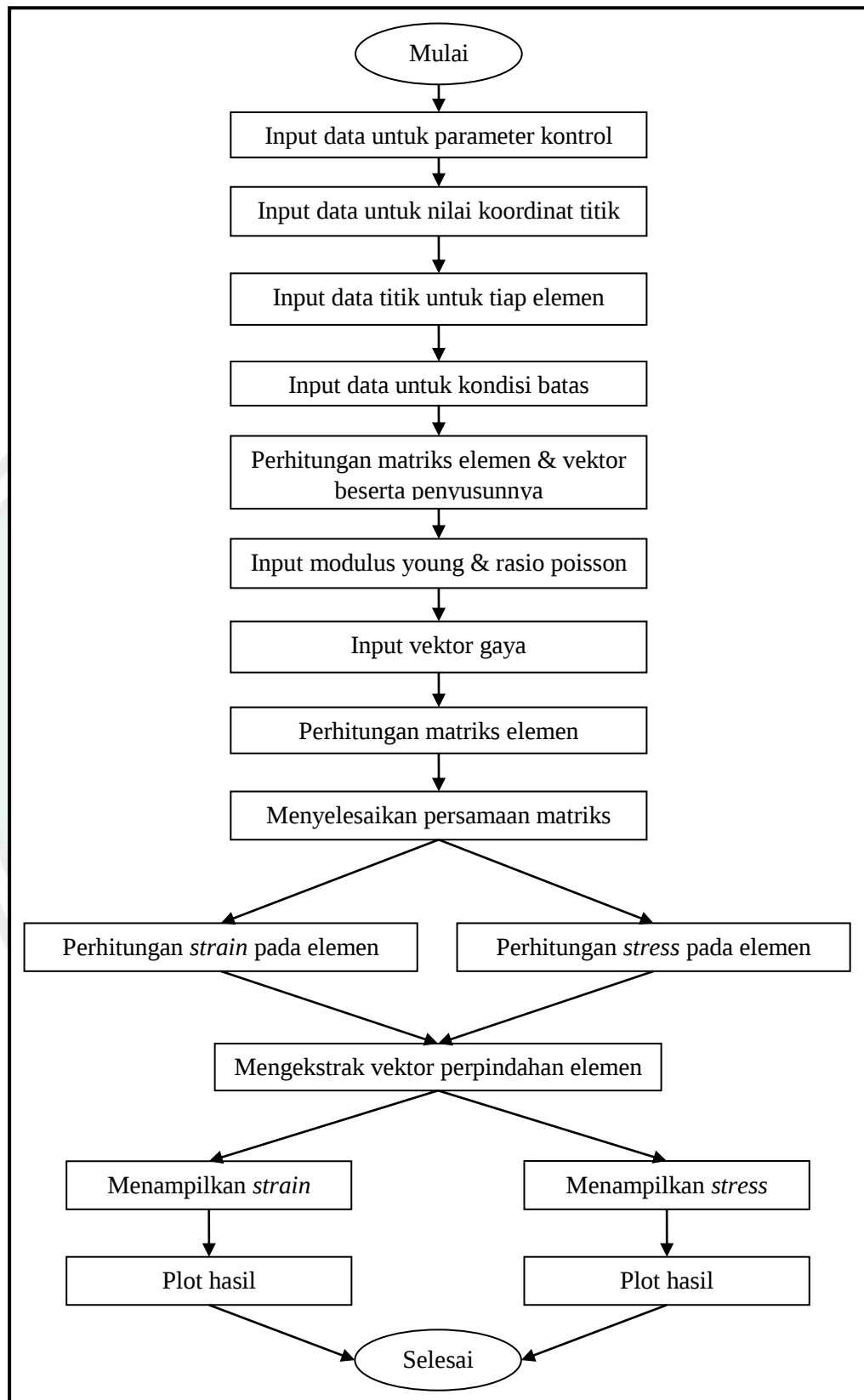
3.5 Diagram Penelitian

1) Diagram alir penelitian



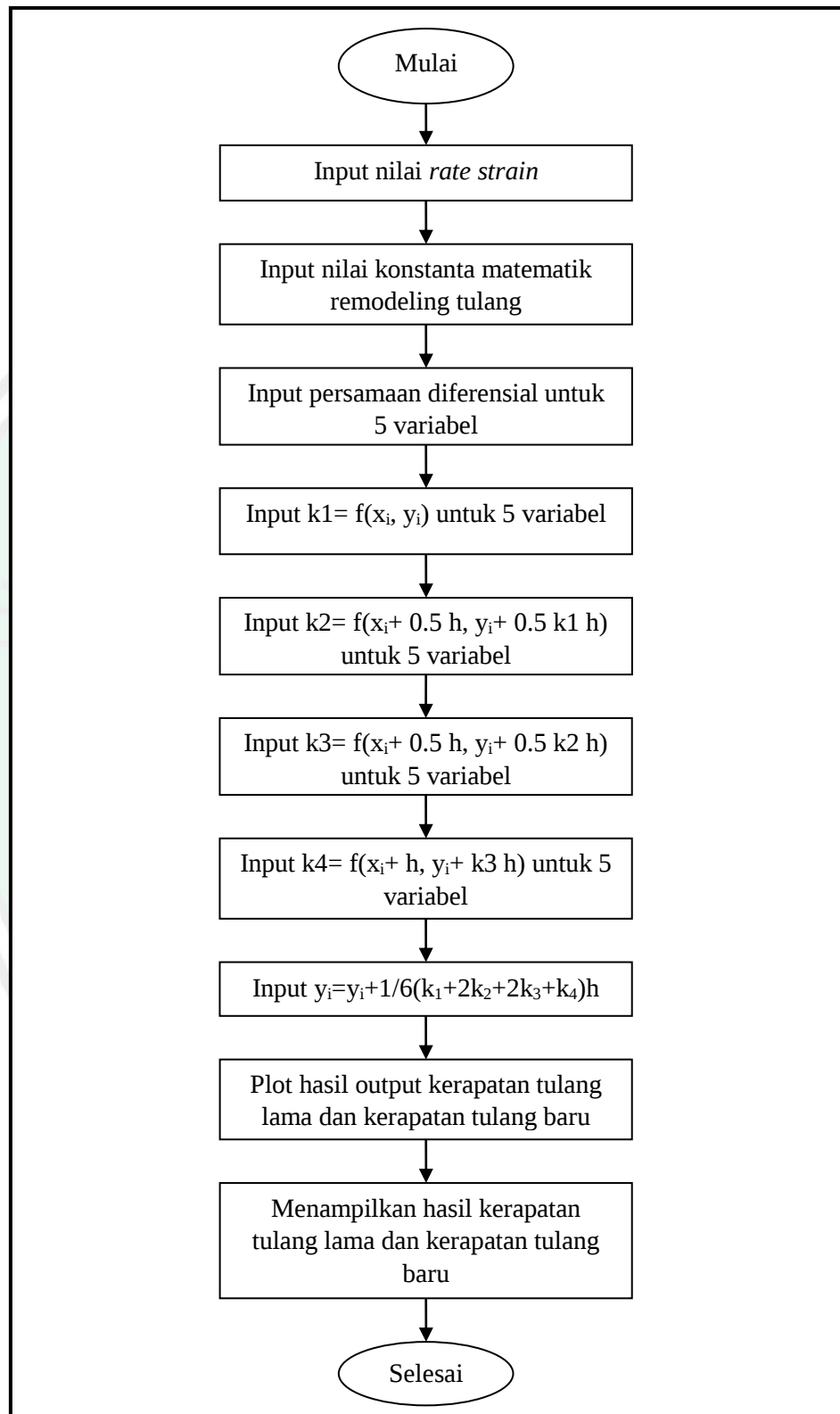
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

2) Diagram alir algoritma program elastisitas



Gambar 3.2 Diagram Alir Algoritma Program Elastisitas (Strain & Stress)

- 3) Diagram alir algoritma program kerapatan tulang dengan metode Runge-Kutta orde-4



Gambar 3.3 Diagram Alir Algoritma Program Kerapatan Tulang

3.6 Prosedur Penelitian

Penelitian ini dilakukan berdasarkan langkah-langkah berikut:

1. Membuat konstruksi geometri tulang femur

Konstruksi geometri tulang dibuat dalam bentuk tulang femur. Geometri tulang terdiri dari 1337 elemen untuk elemen yang berbentuk segi empat dengan ukuran tiap elemennya memiliki lebar 0.7×10^{-2} dan tinggi 1.43×10^{-3} . Kemudian geometri tulang untuk elemen yang berbentuk segi tiga terdiri dari 1580 elemen dengan lebar tiap elemennya 1×10^{-2} dan tinggi 2×10^{-3} . Kontruksi tulang femur dibuat dua lapisan dimana lapisan bagian dalam berupa tulang trabekular sedangkan lapisan bagian luar berupa tulang kortikal.



Gambar 3.4 Sketsa Gambar Tulang Femur

2. Input sifat tulang

Konstruksi tulang femur diberi perlakuan perbedaan usia tulang yaitu usia 25 tahun, 44 tahun, 51 tahun dan 59 tahun. Untuk usia 25 tahun, tulang kortikal memiliki modulus Young sebesar 17.9 MPa dengan rasio Poisson 0.4, sedangkan tulang trabekular memiliki modulus Young 13 MPa dengan

rasio Poisson 0.5 (Keaveny, dkk., 2004). Kemudian untuk usia 51 tahun, tulang kortikal memiliki modulus Young 16.9692 MPa dengan rasio Poisson 0.53, sedangkan tulang trabekular memiliki modulus Young 9.62 MPa dengan rasio Poisson 0.63. Kemudian untuk usia 44 tahun, tulang kortikal memiliki modulus Young 17.219 MPa dengan rasio Poisson 0.495, sedangkan tulang trabekular memiliki modulus Young 10.53 MPa dengan rasio Poisson 0.595. Tulang usia 59 tahun untuk tulang kortikalnya memiliki modulus Young 16.6828 Mpa dengan rasio Poisson 0.57. Sedangkan tulang trabekular memiliki modulus Young 8.58 Mpa dengan rasio Poisson 0.67.

3. Simulasi persebaran *stress*, *strain* dan *rate strain*

Batas kondisi untuk simulasi adalah memberikan batas nol pada ujung batang bagian bawah dari tulang. Simulasi tekanan dilakukan dengan memberikan gaya tekan pada tulang femur. Gaya yang diberikan sesuai dengan berat badan dan aktivitas fisik berdiri, berjalan, naik tangga atau berlari. Gaya untuk aktivitas berdiri diperoleh dari 2 kali berat badan, untuk aktivitas berjalan normal 2.7 kali berat badan, untuk aktivitas berjalan cepat 3.05 kali berat badan, kemudian untuk aktivitas naik tangga 3.5 kali berat badan, sedangkan untuk aktivitas berlari 4.65 kali berat badan, selanjutnya hasil tiap aktivitas dikalikan gaya gravitasi.

Gaya diberikan pada titik ke-2984 dan titik ke-2986 untuk elemen segiempat. Kemudian untuk elemen segitiga gaya diberikan pada titik ke-1812. Gaya diberikan pada konstruksi tulang femur yang terletak di bagian paling atas konstruksi tulang. Besar gaya yang diberikan sebagai rangsangan mekanik pada tulang femur untuk penelitian ini dapat dilihat pada tabel 3.1.

Tabel 3.1 Rangsangan Mekanik pada Tulang Femur

Usia (tahun)	Berat badan (kg)	Gaya (N)				
		Berdiri	Berjalan normal	Berjalan cepat	Naik tangga	Berlari
25	64.5	1290	1741.5	1967.25	2257.5	2999.25
44	61	1220	1647	1860.5	2135	2836.5
51	54.5	1090	1471.5	1662.25	1907.5	2534.25
59	60	1200	1620	1830	2100	2790

Persamaan (5) digunakan untuk menghitung *stress*, *strain* dan *rate strain* statik pada jaringan tulang. Simulasi ini dilakukan menggunakan *finite element method* dengan *software* MATLAB 2008. Untuk *strain* dinamik menggunakan persamaan (10) dengan metode Runge-Kutta orde-4. Dalam *finite element method*, terdapat konsep-konsep dasar metode yang sangat berguna untuk memahami kerangka struktur program dari analisis elemen hingga. Prosedur utama dalam *finite element method* adalah (Kwon & Hyochoong, 1996):

- Mendefinisikan hubungan antara *strain-displacement* dan *stress-strain*
- Menurunkan rumus dan matriks kekakuan elemen
- Menggabungkan rumus elemen untuk mendapat rumus global dan menentukan kondisi batas
- Menyelesaikan atau memecahkan derajat kebebasan yang tidak diketahui
- Menghitung harga *stress*, *strain* dan *rate strain* pada elemen
- Menginterpretasikan hasil

4. Perhitungan kerapatan tulang

Persamaan (8) digunakan untuk menghitung kerapatan tulang akibat rangsangan mekanik dan perbedaan usia. Kemudian persamaan tersebut

diselesaikan dengan metode Runge-Kutta orde-4 menggunakan *software* MATLAB 2008. Metode Runge-Kutta Orde-4 sering digunakan dalam penyelesaian persamaan diferensial. Metode Runge-Kutta orde-4 memiliki tingkat *error* yang lebih kecil dibandingkan metode Runge-Kutta yang berorde di bawahnya.

Variabel *rate strain* diperoleh dari tahap simulasi penyebaran *stress* dan *strain*. Perhitungan kerapatan tulang dilakukan di beberapa titik yaitu leher femur yang merupakan tulang trabekular dan batang kanan, batang kiri yang termasuk tulang kortikal. Setelah itu, hasil perhitungan dicocokkan dengan data BMD.

3.7 Teknik Pengolahan Data

Data yang diperoleh dari program berupa nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* akibat rangsangan mekanik serta berdasarkan usia yang berbeda ini dicatat pada tabel 3.2. Kemudian, berdasarkan nilai *rate strain*, dihitung nilai kerapatan tulang menggunakan persamaan V. Klika dan F. Marsik. Setelah itu, nilai kerapatan tulang ini dicatat pada table 3.3 dan dibandingkan dengan data BMD yang merupakan hasil eksperimen. Selanjutnya dihitung kerapatan tulang dengan memvariasikan gaya yang diberikan pada tulang femur, dan hasil ini dicatat pada tabel 3.4.

3.7.1 Sebaran *Stress*, *Strain* & *Rate Strain* pada Elemen Segitiga & Segiempat

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

Usia (tahun)	Titik pengamatan	Gaya (N)	<i>Stress</i> (Pa)	<i>Strain</i>	<i>RateStrain</i> (/sec)
	Leher femur				
	Batang kanan				
	Batang kiri				

3.7.2 Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Usia

Tabel 3.3 Hasil Perhitungan Kerapatan Tulang Akibat Perubahan Usia

Usia (tahun)	Kerapatan Tulang (gr/cm ²)	Eksperimen (gr/cm ²)	Ketepatan (%)
25			
44			
51			
59			

3.7.3 Perubahan KerapatanTulang Akibat Rangsangan Mekanik

Tabel 3.4 Hasil Perhitungan Kerapatan Tulang Akibat Pengaruh Rangsangan Mekanik

Usia (tahun)	Gaya (N)	Kerapatan Tulang (gr/cm ²)
25	1290	
	1741.5	
	1967.25	
	2257.5	
	2999.25	

44	1220	
	1647	
	1860.5	
	2135	
	2836.5	
51	1090	
	1471.5	
	1662.25	
	1907.5	
	2534.25	
59	1200	
	1620	
	1830	
	2100	
	2790	

3.8 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 kerapatan tulang pada tulang yang diberikan rangsangan mekanik. Kemudian, data pada bagian batang kiri tulang femur yang digunakan sebagai sampel data *stress*, *strain* dan *rate strain* akan diungkapkan dalam bentuk grafik. Sedangkan untuk sampel data kerapatan tulang akibat perbedaan usia yang diolah dalam bentuk grafik, akan digunakan data kerapatan tulang pada bagian leher femur.

Setelah itu, grafik yang telah diperoleh tersebut dianalisis untuk mengetahui pengaruh usia terhadap kerapatan tulang. Kemudian data untuk kerapatan tulang akibat pengaruh rangsangan mekanik disesuaikan dengan data kerapatan akibat perbedaan usia yaitu pada bagian leher femur. Kemudian data ini dianalisis dan diolah dalam bentuk grafik.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

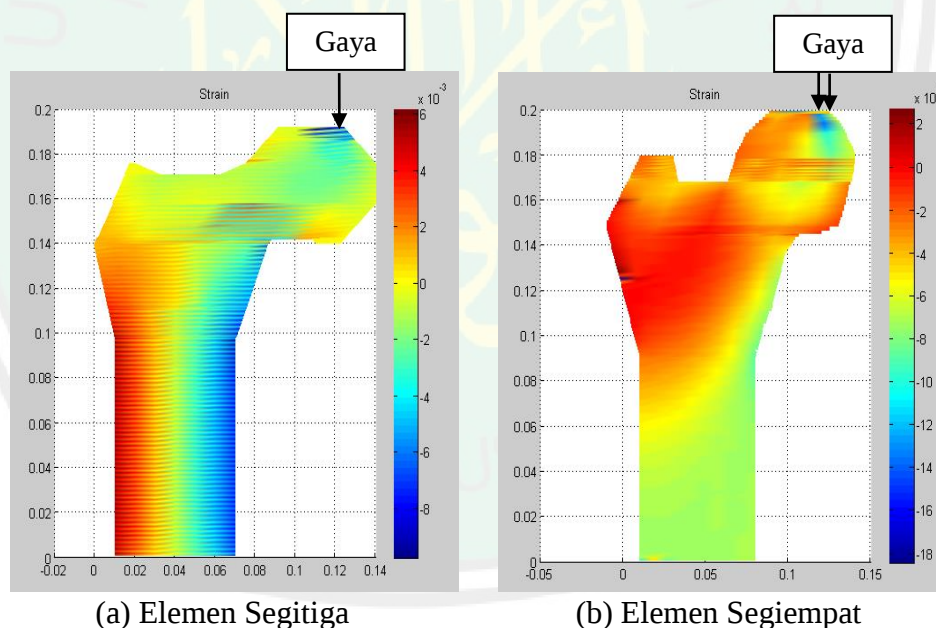
4.1 Data Hasil Penelitian

4.1.1 Sebaran *Stress*, *Strain* dan *Rate Strain* Akibat Rangsangan Mekanik

Hasil simulasi persebaran *stress*, *strain* dan *rate strain* akibat rangsangan mekanik yang berbeda pada konstruksi tulang dengan elemen segitiga dan segiempat adalah sebagai berikut :

1) Perubahan *Strain* Akibat Rangsangan Mekanik

Hasil simulasi sebaran *strain* menggunakan *Finite Element Method* (FEM) dalam bentuk elemen segitiga dan segiempat untuk usia 25 tahun dengan aktivitas berdiri dapat dilihat pada gambar 4.1.



Gambar 4.1 Sebaran *Strain* untuk Usia 25 Tahun dengan Aktivitas Berdiri

Tanda positif dan negatif pada hasil simulasi ini hanya menunjukkan arah yaitu perenggangan dan pemampatan. Berdasarkan gambar 4.1 (a) dapat diketahui bahwa gaya yang diberikan pada tulang sebagai rangsangan

mekanik dapat menghasilkan *strain*. Dimana *strain* yang mengalami perenggangan ditunjukkan dengan warna merah, yaitu pada bagian batang kiri tulang femur. Kemudian bagian yang mengalami pemampatan ditunjukkan dengan warna biru, yaitu pada bagian batang kanan tulang femur. Sedangkan pada gambar 4.1 (b) menunjukkan bahwa seluruh bagian tulang femur mengalami pemampatan.

Tulang femur bagian batang kanan mengalami pemampatan akibat pembengkokan tulang pada bagian kanan sehingga gaya lebih menekan pada sisi kanan tulang. Sedangkan tulang pada batang bagian kiri mengalami perenggangan karena mendapat sedikit tekanan, seperti ditunjukkan pada gambar 2.7 dan gambar 2.8. Namun hal ini tidak ditunjukkan pada elemen segiempat karena konstruksi yang stabil, jadi pada elemen segiempat gaya tekan diberikan di kedua sisi elemen. Akibatnya, seluruh bagian tulang hanya menerima gaya tekan, sehingga hanya terjadi pemampatan.

Data hasil simulasi persebaran *strain* akibat perbedaan rangsangan mekanik pada konstruksi tulang dengan elemen segitiga dan segiempat untuk usia 25 tahun dapat dilihat pada tabel 4.1. Hasil sebaran *strain* ketika diberi gaya 1290 N, pada batang bagian kiri tulang femur memiliki nilai *strain* 0.0061. Sedangkan pada elemen segiempat memiliki nilai *strain* 0.0054. Pada elemen segitiga nilai *strain* paling tinggi adalah 0.0142, sedangkan pada elemen segiempat yaitu 0.0125. Selanjutnya data hasil sebaran *strain* akibat rangsangan mekanik pada usia 44, 51 dan 59 tahun dapat dilihat pada lampiran 2.

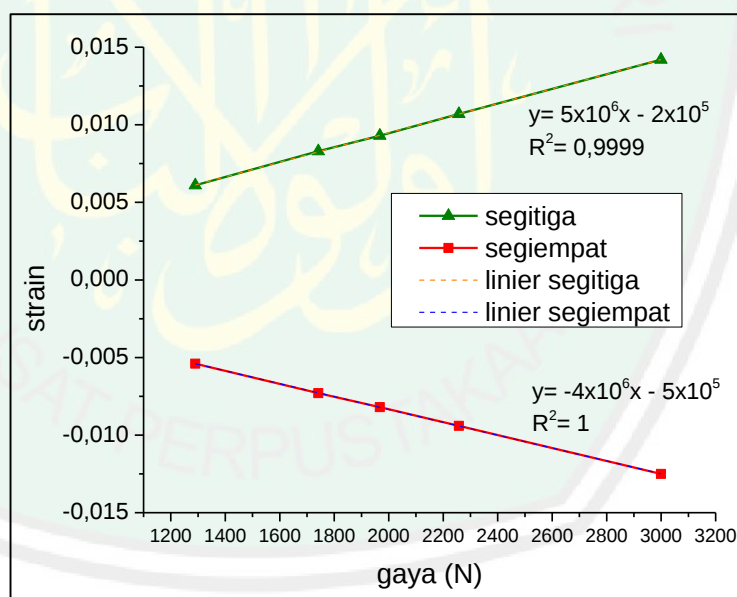
Tabel 4.1 Perubahan *Strain* Akibat Rangsangan Mekanik

Usia (Tahun)	Titik pengamatan	Gaya (N)	<i>Strain</i>	
			Segitiga	Segiempat
25	Batang kiri	1290	0.0061	-0.0054
		1741.5	0.0083	-0.0073
		1967.25	0.0093	-0.0082
		2257.5	0.0107	-0.0094
		2999.25	0.0142	-0.0125

Positif = Perenggangan

Negatif = Pemampatan

Analisis pengaruh rangsangan mekanik berupa gaya terhadap nilai *strain* pada bagian batang kiri tulang femur dengan elemen segitiga dan elemen segiempat dapat dilihat pada gambar 4.2.



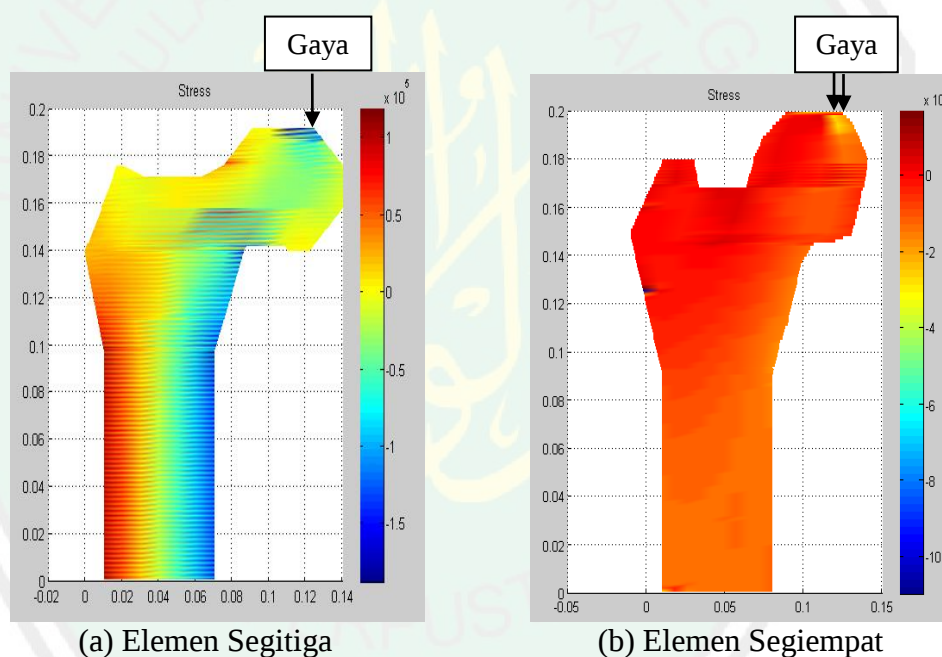
Gambar 4.2 Pengaruh Gaya terhadap Nilai *Strain* pada Batang Kiri Tulang Femur

Grafik pada gambar 4.2 menunjukkan bahwa nilai *strain* memiliki pola hubungan yang linier terhadap nilai gaya yang diberikan, baik pada elemen segitiga dan segiempat. Namun, terdapat perbedaan arah nilai antara elemen

segitiga dengan elemen segiempat. Pada elemen segitiga, perubahan nilai *strain* meningkat seiring bertambahnya gaya menuju arah positif. Sedangkan pada elemen segiempat, perubahan nilai *strain* meningkat seiring bertambahnya gaya menuju arah negatif. Sehingga, semakin besar gaya yang diterima oleh tulang, maka nilai *strain* yang dihasilkan juga semakin tinggi.

2) Perubahan *Stress* Akibat Rangsangan Mekanik

Hasil simulasi sebaran *stress* menggunakan *Finite Element Method* (FEM) dalam bentuk elemen segitiga dan segiempat untuk usia 25 tahun dengan aktivitas berdiri dapat dilihat pada gambar 4.3.



Gambar 4.3 Sebaran *Stress* untuk Usia 25 Tahun dengan Aktivitas Berdiri

Tanda positif dan negatif pada hasil simulasi ini hanya menunjukkan arah yaitu perenggangan dan pemampatan. Berdasarkan gambar 4.3 (a) dapat diamati bahwa gaya yang diberikan pada tulang sebagai rangsangan mekanik dapat menghasilkan *stress*. Dimana *stress* yang mengalami perenggangan ditunjukkan dengan warna merah yaitu pada batang bagian kiri tulang femur.

Kemudian *stress* yang mengalami pemampatan ditunjukkan dengan warna biru yaitu pada batang bagian kanan tulang femur. Sedangkan pada gambar 4.3 (b) menunjukkan bahwa seluruh bagian tulang femur mengalami pemampatan.

Tulang femur bagian batang kanan mengalami pemampatan akibat pembengkokan tulang pada bagian kanan sehingga gaya lebih menekan pada sisi kanan tulang. Sedangkan tulang pada batang bagian kiri mengalami perenggangan karena mendapat sedikit tekanan, seperti ditunjukkan pada gambar 2.7 dan gambar 2.8. Namun hal ini tidak ditunjukkan pada elemen segiempat karena konstruksi yang stabil, jadi pada elemen segiempat gaya tekan diberikan di kedua sisi elemen. Akibatnya, seluruh bagian tulang hanya menerima gaya tekan, sehingga hanya terjadi pemampatan.

Hasil sebaran *stress* pada bagian batang kiri tulang femur usia 25 tahun yang diberi gaya 1290 N, ketika mensimulasikan dengan elemen segitiga memiliki nilai *stress* 1.1313×10^5 Pa. Sedangkan pada elemen segiempat memiliki nilai *stress* 1.1980×10^5 Pa. Kemudian ketika diberi gaya 2999.25 N, ketika disimulasikan dengan elemen segitiga memiliki nilai *stress* 2.6304×10^5 Pa. Sedangkan pada elemen segiempat memiliki nilai *stress* 2.7854×10^5 Pa. Selanjutnya, data hasil simulasi persebaran *stress* akibat rangsangan mekanik yang berbeda pada konstruksi tulang dengan elemen segitiga dan segiempat untuk usia 25 tahun dapat dilihat pada tabel 4.2. Kemudian, data hasil sebaran *stress* akibat rangsangan mekanik pada usia 44, 51 dan 59 tahun dapat dilihat pada lampiran 2.

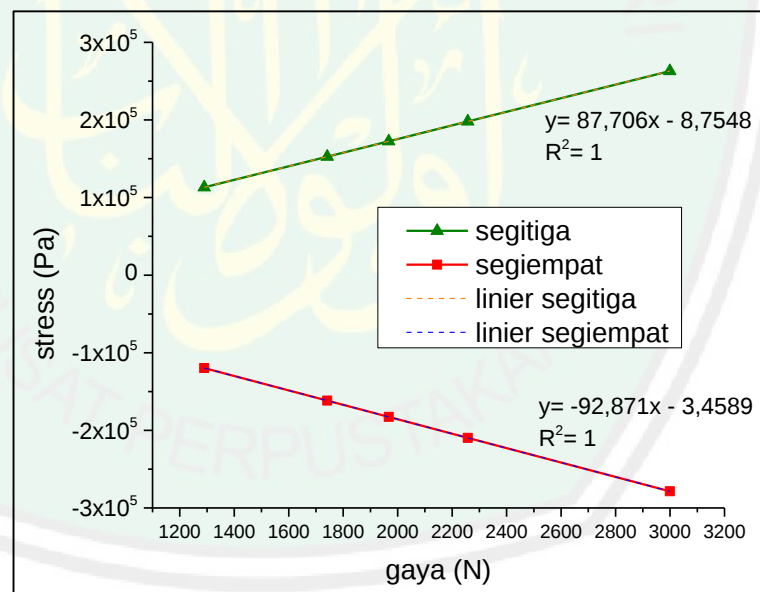
Tabel 4.2 Perubahan *Stress* Akibat Rangsangan Mekanik

Usia (Tahun)	Titik pengamatan	Gaya (N)	<i>Stress</i> (Pa)	
			Segitiga	Segiempat
25	Batang kiri	1290	1.1313×10^5	-1.1980×10^5
		1741.5	1.5273×10^5	-1.6173×10^5
		1967.25	1.7253×10^5	-1.8270×10^5
		2257.5	1.9799×10^5	-2.0965×10^5
		2999.25	2.6304×10^5	-2.7854×10^5

Positif = Perenggangan

Negatif = Pemampatan

Analisis pengaruh rangsangan mekanik berupa gaya terhadap nilai *stress* pada bagian batang kiri tulang femur dengan elemen segitiga dan elemen segiempat dapat dilihat pada gambar 4.4.



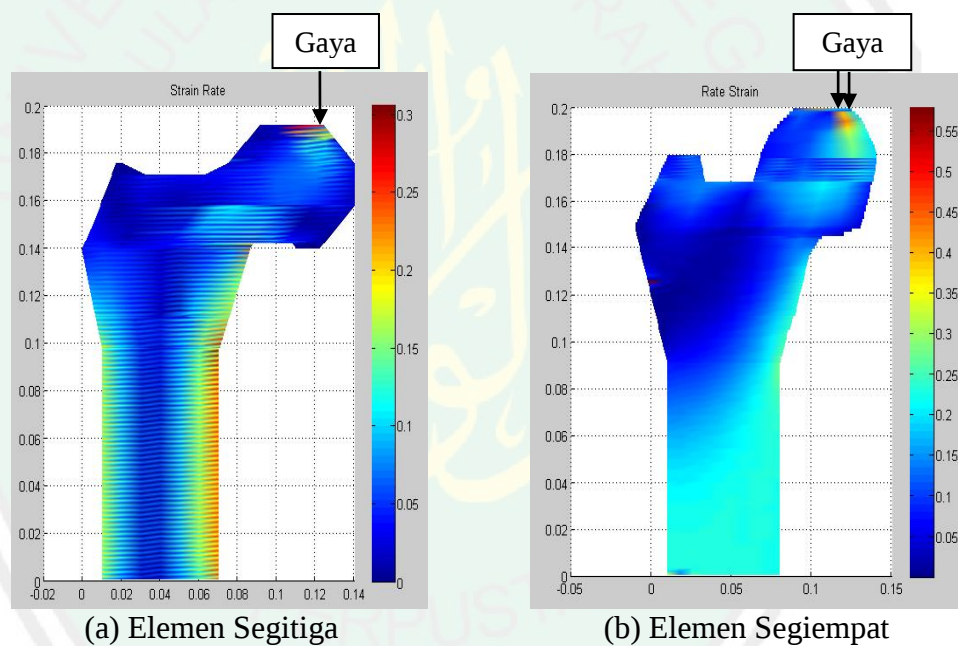
Gambar 4.4 Pengaruh Gaya terhadap Nilai *Stress* pada Batang Kiri Tulang Femur

Grafik pada gambar 4.4 menunjukkan bahwa nilai *stress* memiliki pola hubungan yang linier terhadap nilai gaya yang diberikan, baik pada elemen segitiga dan segiempat. Namun, terdapat perbedaan arah nilai antara elemen

segitiga dengan elemen segiempat. Pada elemen segitiga, perubahan nilai *stress* meningkat seiring bertambahnya gaya menuju arah positif. Sedangkan pada elemen segiempat, perubahan nilai *stress* meningkat seiring bertambahnya gaya menuju arah negatif. Sehingga, semakin besar gaya yang diterima oleh tulang, maka nilai *stress* yang dihasilkan juga semakin tinggi.

3) Perubahan *Rate Strain* Akibat Rangsangan Mekanik

Hasil simulasi sebaran *rate strain* menggunakan *Finite Element Method* (FEM) dalam bentuk elemen segitiga dan segiempat untuk usia 25 tahun dengan aktivitas berdiri dapat dilihat pada gambar 4.5.



Gambar 4.5 Sebaran *Rate Strain* untuk Usia 25 Tahun dengan Aktivitas Berdiri

Berdasarkan gambar 4.5 (a) diketahui bahwa pada bagian batang kanan tulang femur berwarna merah yang menunjukkan nilai *rate strain* lebih besar dibandingkan bagian kiri yang berwarna hijau. Kemudian pada gambar 4.5 (b) menunjukkan bahwa tidak terdapat perbedaan warna antara batang kanan

dan kiri femur. Perbedaan warna terdapat pada bagian leher femur hingga kepala femur, dengan warna biru tua yang menunjukkan nilai *rate strain* lebih kecil dibandingkan bagian batang tulang femur.

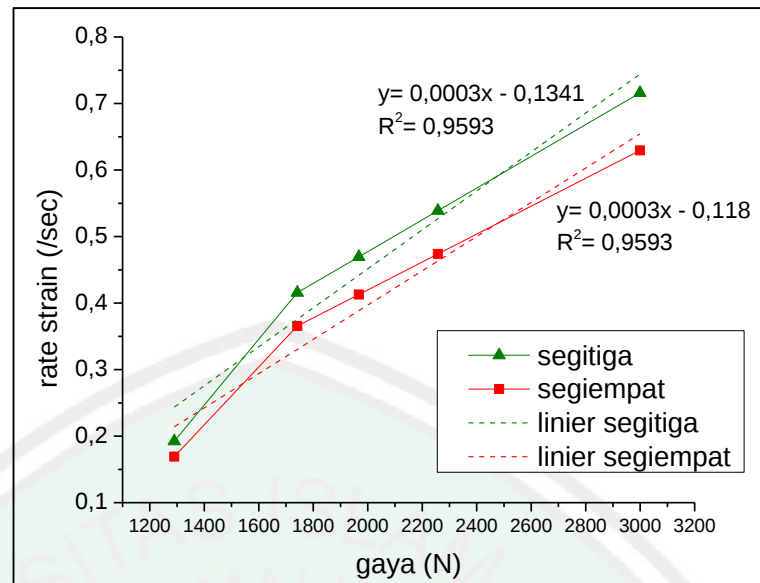
Data hasil simulasi persebaran *rate strain* akibat rangsangan mekanik yang berbeda pada konstruksi tulang dengan elemen segitiga dan segiempat dapat dilihat pada tabel 4.3:

Tabel 4.3 Perubahan *Rate Strain* Akibat Rangsangan Mekanik

Usia (Tahun)	Titik pengamatan	Gaya (N)	<i>Rate Strain</i> (/sec)	
			Segitiga	Segiempat
25	Batang kiri	1290	0.1924	0.1692
		1741.5	0.4156	0.3655
		1967.25	0.4695	0.4129
		2257.5	0.5388	0.4738
		2999.25	0.7158	0.6295

Hasil sebaran *rate strain* pada bagian batang kiri tulang femur usia 25 tahun yang diberi gaya 1290 N, ketika disimulasikan dengan elemen segitiga memiliki nilai *rate strain* 0.1924/sec. Sedangkan pada elemen segiempat memiliki nilai *rate strain* yang lebih kecil yaitu 0.1692/sec. Selanjutnya data hasil sebaran *rate strain* akibat rangsangan mekanik pada usia 44, 51 dan 59 tahun dapat dilihat pada lampiran 2.

Analisis pengaruh rangsangan mekanik berupa gaya terhadap nilai *rate strain* pada bagian batang kiri tulang femur dengan elemen segitiga dan elemen segiempat dapat dilihat pada gambar 4.6.



Gambar 4.6 Pengaruh Gaya terhadap Nilai *Rate Strain* pada Batang Kiri Tulang Femur

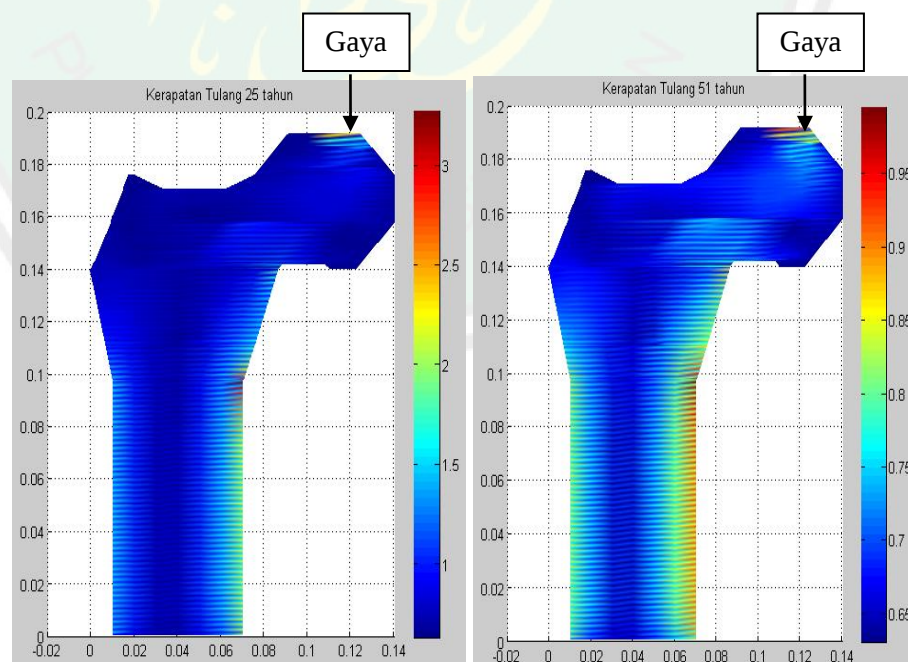
Grafik pada gambar 4.6 menunjukkan bahwa nilai *rate strain* yang dipengaruhi oleh gaya memiliki pola hubungan yang linier baik pada elemen segitiga dan segiempat. Namun, terdapat perbedaan antara nilai *rate strain* pada elemen segitiga dan segiempat. Pada elemen segitiga nilai *rate strain* lebih besar daripada elemen segiempat. Kemudian terdapat peningkatan nilai *rate strain* yang cukup tinggi pada gaya 1290 N menuju gaya 1741.5 N. Hal ini disebabkan perbedaan frekuensi aktivitas fisik. Gaya 1290 N yang merupakan aktivitas berdiri diberikan frekuensi 5 Hz, sedangkan untuk aktivitas yang lain diberikan frekuensi 8 Hz. Sehingga ketika aktivitas berdiri pada kedua elemen memiliki nilai *rate strain* yang jauh lebih kecil dibandingkan nilai *rate strain* pada aktivitas yang lain.

Perubahan nilai *rate strain* semakin meningkat seiring dengan bertambahnya rangsangan mekanik. Nilai *rate strain* diperoleh dari *strain* yang dikalikan dengan frekuensi sel-sel tulang untuk aktivitas yang berbeda,

dimana ketika dalam keadaan dinamis 8 Hz dan untuk keadaan statis 5 Hz. Sehingga nilai *rate strain* berbanding lurus dengan nilai *strain*. Tetapi pada elemen segiempat nilai *strain* tidak dapat menunjukkan adanya pemampatan dan perenggangan akibat pengaruh gaya, maka nilai *rate strain* menjadi kurang relevan. Sehingga nilai *rate strain* pada elemen segiempat tidak dapat digunakan untuk menghitung kerapatan tulang.

4.1.2 Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Usia

Berdasarkan data hasil simulasi *stress*, *strain* dan *rate strain*, nilai *rate strain* digunakan untuk menghitung kerapatan tulang menggunakan persamaan (16). Nilai kerapatan tulang berbanding lurus dengan nilai *rate strain*. Pengamatan nilai kerapatan tulang pada penelitian ini hanya dilakukan di bagian leher femur. Nilai kerapatan tulang pada usia 25 tahun lebih besar daripada kerapatann tulang usia 51 tahun. Hasil simulasi sebaran kerapatan tulang femur dapat dilihat pada gambar 4.7.



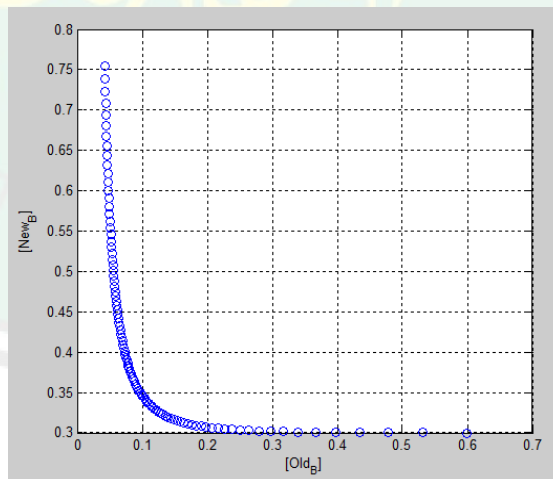
Gambar 4.7 Kerapatan Tulang Femur Usia 25 dan 51 Tahun

Nilai kerapatan tulang berdasarkan hasil simulasi pada usia 25 tahun dengan gaya 1967.25 N adalah 1.1551 gr/cm², sedangkan hasil eksperimen (data BMD) adalah 1.18 gr/cm². Data hasil simulasi dengan data eksperimen memiliki ketepatan sebesar 97,9%. Kemudian data kerapatan tulang akibat pengaruh usia untuk lebih lengkapnya dapat dilihat pada tabel 4.4.

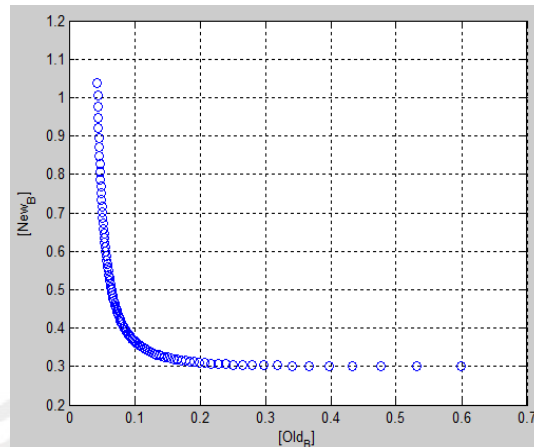
Tabel 4.4 Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Usia

Usia (tahun)	Kerapatan Tulang (gr/cm ²)	Eksperimen (gr/cm ²)	Ketepatan (%)
25	1.1551	1.18	97.9%
44	1.0808	1.061	98.1%
51	0.6472	0.615	94.8%
59	0.7180	0.749	95.9%

Hasil simulasi kerapatan tulang akibat perbedaan usia berdasarkan metode Runge Kutta orde-4 dapat dilihat pada gambar 4.8 dan 4.9.



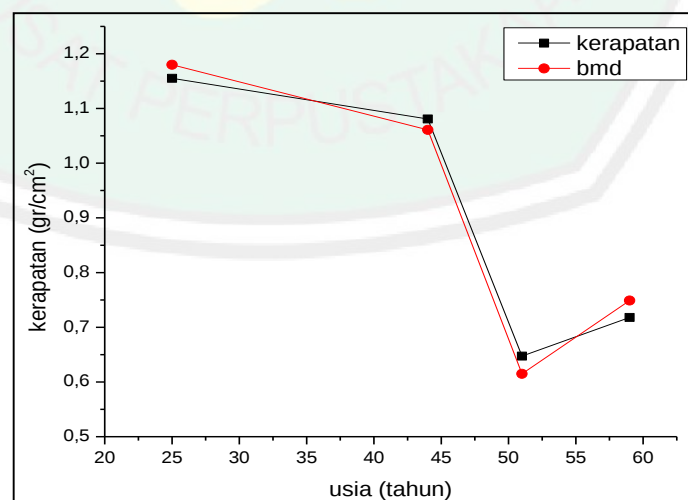
Gambar 4.8 Kerapatan Tulang Leher Femur Usia 25 Tahun



Gambar 4.9 Kerapatan Tulang Leher Femur Usia 44 Tahun

Kerapatan tulang berdasarkan gambar 4.8 dan gambar 4.9 dijelaskan bahwa pada sumbu x (*Old*) menunjukkan nilai kerapatan tulang saat proses resorpsi. Sedangkan pada sumbu y (*New*) menunjukkan nilai kerapatan tulang ketika mengalami proses formasi. Sehingga nilai kerapatan tulang adalah total dari nilai kerapatan tulang ketika proses formasi dan nilai kerapatan tulang ketika proses resorpsi.

Analisis hasil simulasi kerapatan tulang akibat perbedaan usia berdasarkan metode Runge Kutta orde-4 dapat dilihat pada gambar 4.10.



Gambar 4.10 Pengaruh Usia terhadap Kerapatan Tulang

Berdasarkan grafik pada gambar 4.10 dapat diketahui bahwa hasil simulasi (warna hitam) dengan hasil eksperimen (warna merah) memiliki nilai ketepatan yang cukup tinggi. Secara keseluruhan, nilai kerapatan tulang semakin menurun seiring bertambahnya usia, baik dari hasil simulasi maupun hasil eksperimen. Tetapi pada usia 51 tahun terjadi penurunan nilai kerapatan tulang yang sangat drastis, hal itu disebabkan oleh berat badan pasien yang jauh lebih kecil dibandingkan usia lain. Kemudian saat usia 51 dan 59 tahun terjadi penurunan nilai kerapatan tulang yang cukup besar dibandingkan nilai kerapatan tulang saat usia 25 dan 44 tahun. Hal ini disebabkan pasien pada usia 51 dan 59 memiliki tulang yang kurang sehat akibat hormon estrogen yang semakin berkurang.

Usia yang semakin tua akan mengakibatkan jumlah hormon estrogen akan semakin sedikit, dimana hormon ini berperan dalam menjaga keseimbangan proses remodeling tulang. Proses remodeling tulang yang tidak seimbang terjadi ketika perusakan tulang tua oleh sel osteoklas lebih dominan dibandingkan proses pembentukan tulang baru oleh sel osteoblas, sehingga kepadatan tulang semakin menurun.

4.1.3 Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Rangsangan Mekanik

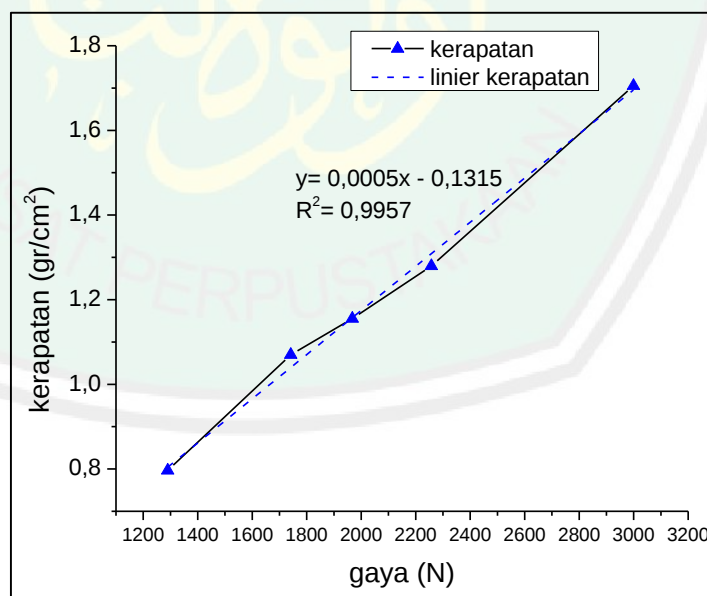
Berdasarkan hasil simulasi kerapatan tulang akibat perbedaan usia, karena memiliki tingkat ketepatan yang cukup tinggi dengan hasil eksperimen maka dapat dilakukan simulasi kerapatan tulang akibat rangsangan mekanik yang berbeda. Pada usia 25 tahun ketika tulang diberi gaya sebesar 1290 N, nilai kerapatannya adalah 0.7963 gr/cm^2 . Kemudian ketika diberi gaya 2999.25 N,

nilai kerapatan tulangnya adalah 1.7053 gr/cm^2 . Nilai kerapatan tulang akibat pengaruh rangsangan mekanik untuk lebih lengkapnya dapat dilihat pada tabel 4.5. Data hasil nilai kerapatan tulang akibat rangsangan mekanik untuk usia 44, 51 dan 59 tahun dapat dilihat pada lampiran 2.

Tabel 4.5 Perubahan Kerapatan Tulang Akibat Rangsangan Mekanik

Usia (tahun)	Gaya (N)	Kerapatan Tulang (gr/cm^2)
25	1290	0.7963
	1741.5	1.0698
	1967.25	1.1551
	2257.5	1.2797
	2999.25	1.7053

Analisis pengaruh rangsangan mekanik berupa gaya terhadap nilai kerapatan tulang untuk usia 25 tahun dapat dilihat pada gambar 4.11.



Gambar 4.11 Pengaruh Gaya terhadap Kerapatan Tulang pada Usia 25 Tahun

Berdasarkan grafik pada gambar 4.11 diketahui bahwa ketika gaya yang diberikan semakin besar maka nilai kerapatan tulangnya juga semakin meningkat. Gaya ketika berjalan 1741.5 N dan gaya ketika berjalan cepat 1967.25 N memiliki selisih nilai yang kecil jika dibandingkan dengan rentang nilai gaya pada aktivitas lain. Sehingga peningkatan nilai kerapatan tulangnya juga tidak terlalu besar.

Rangsangan mekanik dapat mempengaruhi besar kecilnya nilai kerapatan tulang. Hal itu terjadi karena gaya yang diberikan pada tulang dapat merangsang sel osteoblas untuk proses pembentukan tulang baru. Jadi, semakin besar gaya yang diberikan pada tulang maka akan semakin banyak sel osteoblas yang aktif membentuk tulang, sehingga kerapatan tulang akan semakin tinggi.

4.2 Pembahasan

Konstruksi tulang dengan elemen berbentuk segiempat tidak dapat menginterpretasikan sebaran *stress* dan *strain* dengan baik karena susunan elemen yang terlalu padat dan stabil. Akibatnya, gaya yang diberikan pada kedua sisi elemen hanya memberikan gaya tekan pada seluruh elemen. Sehingga pada elemen segiempat hanya terjadi pemampatan di seluruh bagian tulang. Sedangkan menggunakan elemen segitiga dapat menampilkan hasil simulasi sebaran *stress* dan *strain* dengan baik. Akibat sudut lancip bentuk elemen segitiga menyebabkan adanya ketidakseimbangan pada elemen segitiga. Sehingga, ketika elemen segitiga diberi gaya sebesar F dari arah vertikal maka gaya akan diteruskan ke elemen disekitarnya, hingga menghasilkan pemampatan dan perenggangan.

Nilai *strain* berbanding lurus dengan besar gaya yang diberikan. Sehingga, tulang yang diberi gaya lebih besar memiliki nilai *strain* cukup tinggi. Tulang bersifat elastis seperti halnya pegas, hal ini menyatakan bahwa nilai *strain* dipengaruhi oleh gaya tarik maupun gaya tekan. Seperti dijelaskan (Davis, 2019) bahwa nilai *strain* dinyatakan dalam Hukum Hooke:

$$F = k \Delta x \quad (17)$$

Δx merupakan perubahan panjang pegas, yang dalam penelitian ini merupakan *displacement* (d). Kemudian k adalah konstanta pegas, sedangkan dalam penelitian ini, nilai k tergantung pada ukuran tulang serta elastisitas tulang atau yang disebut sebagai modulus Young, Sehingga (Davis, 2019) :

$$d = \frac{F}{k} \quad (18)$$

maka

$$\varepsilon = \frac{d}{l} \quad (19)$$

Gaya yang diberikan pada tulang menjadi rangsangan yang dapat meningkatkan aktivitas osteoblas dalam proses formasi. Menurut (Rosa, 2015), akibat langsung dari beban mekanis adalah *strain*, yang merupakan deformasi kecil di seluruh matriks tulang. Rangsangan ini akan merenggangkan osteosit pada tingkat yang sama sebagai jaringan tulang di sekitarnya. Kemudian menurut (Manolagas, 2000), akibat rangsangan mekanik dan deteksi perubahan kadar hormon estrogen, osteosit mempunyai kemampuan deteksi perubahan aliran cairan interstitial dalam kanalikuli. Oleh karena itu rangsangan pada jaringan osteosit ini dapat menghasilkan sel osteoblas yang bertugas dalam proses formasi, sehingga dapat meningkatkan kerapatan tulang.

Simulasi dengan menggunakan elemen segitiga lebih baik dalam menginterpretasikan sebaran *stress*, karena memiliki luas permukaan yang lebih kecil daripada elemen segiempat. Pada elemen segitiga, gaya dapat didistribusikan sampai bagian bawah tulang femur. Sehingga hal ini menunjukkan bahwa nilai *stress* pada tulang dipengaruhi oleh besar gaya yang diberikan dan juga luas permukaan. Seperti ditunjukkan secara matematis pada persamaan (14) (Sears & Zemansky, 1986), yang menyatakan bahwa ketika gaya yang diberikan bernilai besar dan luas permukaan bernilai kecil, maka nilai *stress* akan besar.

Nilai *stress* semakin meningkat jika gaya yang diberikan semakin besar. Hal tersebut menunjukkan bahwa tulang semakin rapat, sehingga tulang menjadi lebih kuat untuk menopang gaya yang lebih besar lagi. Nilai *stress* berbanding lurus dengan nilai *strain*, seperti pada persamaan (Davis, 2019):

$$\sigma = \varepsilon E \quad (19)$$

Modulus Young (E) belum dapat menggambarkan karakteristik tulang yang kompleks. Jadi dalam *Finite Element Method* (FEM) dituliskan sebagai matriks sifat material (D), dimana dalam matriks tersebut terdapat modulus Young dan juga rasio Poisson sehingga :

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\} \quad (20)$$

Berdasarkan persamaan tersebut, dapat dinyatakan bahwa faktor yang mempengaruhi nilai *stress* bukan hanya besar gaya. Namun, sifat material tulang juga menjadi salah satu faktor yang mempengaruhi nilai *stress*.

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.

Usia menjadi salah satu faktor yang dapat menyebabkan perubahan kerapatan tulang. Kekurangan hormon estrogen setelah menopause memiliki efek langsung pada peningkatan aktivitas osteoklas. Akibat dari defisiensi estrogen adalah dapat meningkatkan jumlah dan ukuran osteoklas serta meningkatkan kelangsungan hidup osteoklas karena berkurangnya apoptosis. Hal itu dapat meningkatkan proses resorpsi dan menyebabkan proses remodeling tulang menjadi tidak seimbang (Ruimerman, 2005). Keadaan ini akan terus terjadi seiring dengan hilangnya hormon estrogen karena penuaan. Sehingga kepadatan tulang semakin menurun yang semakin lama dapat menyebabkan osteoporosis.

Berat badan menjadi faktor penting selain hormon estrogen dalam mempengaruhi perubahan kerapatan tulang. Berat badan yang lebih kecil akan membuat gaya yang diterima oleh tulang juga kecil. Apabila gaya yang diterima oleh tulang bernilai kecil maka jumlah osteoblas yang dirangsang juga sedikit. Pada penelitian ini, tulang usia 51 tahun dan usia 59 tahun mengalami osteopenia. Osteopenia merupakan keadaan ketika terjadi penurunan aktivitas osteoblas, sehingga kerapatan tulang berkurang. Namun, usia 51 tahun memiliki kerapatan yang lebih rendah karena berat badannya jauh lebih kecil daripada usia 59 tahun. Tulang usia 51 tahun memiliki kerapatan tulang 0.6472 gr/cm^2 sedangkan tulang usia 59 tahun memiliki kerapatan 0.7180 gr/cm^2 .

Analisis tersebut telah sesuai dengan diagnosis pada eksperimen bahwa tulang usia 51 tahun dan 59 tahun mengalami osteopenia. Berdasarkan eksperimen tulang femur dapat dikatakan osteopenia ketika memiliki kepadatan tulang dibawah 0.88 gr/cm^2 . Kemudian hasil penelitian dan hasil eksperimen menyatakan bahwa tulang usia 25 tahun dan 44 tahun dalam keadaan normal. Data yang diperoleh pada penelitian ini hampir sesuai dengan data eksperimen, dengan ketepatan rata-rata 96.67%.

Kerapatan tulang yang rendah dapat ditingkatkan dengan melakukan aktivitas fisik secara rutin minimal 30 menit 3-4 kali dalam satu minggu. Misalnya, usia 51 tahun pada penelitian ini perlu memberi gaya yang lebih besar dengan rutin berlari-lari kecil, maka hal itu dapat meningkatkan kerapatan tulang. Ketika seseorang melakukan aktivitas fisik, maka akan merangsang osteosit yang terkubur dalam lakuna dan termineralisasi dalam matriks tulang. Rangsangan pada osteosit ini dapat meningkatkan aktivitas sel osteoblas untuk proses formasi, sehingga dapat meningkatkan kerapatan tulang (Manolagas, 2000).

4.3 Hasil Penelitian dalam Perspektif Islam

Usia menjadi salah satu faktor yang mempengaruhi kekuatan tulang. Seiring bertambahnya usia, kekuatan tulang pada manusia semakin melemah. Hal tersebut telah ditetapkan oleh Allah SWT untuk tiap-tiap makhluk hidup di muka bumi. Seperti yang terdapat dalam Al-Quran pada surat Maryam ayat 4 :

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

Artinya: Ia (Zakaria) berkata "Ya Tuhanku, sesungguhnya tulangkmu 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. Tulang menjadi lebih lemah ketika sudah memasuki usia senja, dengan ditandai tumbuhnya rambut uban. Selain tumbuhnya rambut uban, menopause pada wanita juga menjadi tanda bahwa manusia telah memasuki usia senja, seperti disebutkan dalam Al-Quran surat An-Nur ayat 60 sebagai berikut:

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

Artinya: Dan para perempuan tua yang telah berhenti (dari haid dan mengandung) yang tidak ingin menikah (lagi), maka tidak ada dosa menanggalkan pakaian (luar) mereka dengan tidak (bermaksud) menampakkan perhiasan; tetapi memelihara kehormatan adalah lebih baik bagi mereka. Allah Maha Mendengar, Maha mengetahui (QS. An-Nur: 60).

Para wanita yang telah memasuki usia senja akan berhenti dari haid dan tidak dapat mengandung lagi, peristiwa tersebut dinamakan dengan menopause. Wanita menopause berada dalam keadaan kehilangan hormon estrogen, hal ini dapat meningkatkan kerja sel osteoklas dalam proses resorpsi tulang. Keadaan tersebut relevan dengan saat ini bahwa semakin bertambahnya usia, maka semakin berkurang pula kekuatan tubuh termasuk melemahnya kekuatan tulang. Maksud dari melemahnya kekuatan tulang adalah osteoporosis.

Tulang melemah di usia yang semakin tua merupakan salah satu ketetapan yang harus diterima, namun kondisi ini dapat diminimalisir, salah satunya dengan melakukan aktivitas fisik secara teratur. Menurut Kemenkes RI (2015), menyatakan bahwa 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 konsumsi alkohol dan melakukan aktivitas fisik.

Berdasarkan informasi di atas, aktivitas fisik menjadi salah satu cara untuk membantu mencegah dan memperbaiki keadaan tulang yang melemah. Selain itu, aktivitas fisik ini dapat bermanfaat untuk menghambat proses pengeroposan pada tulang. Menurut Kemenkes RI (2015), peningkatan nilai kepadatan tulang sebesar 10% dapat memperlambat laju pengeroposan tulang hingga 13 tahun.

Kita dilarang untuk malas dan hendaknya bersemangat dalam melakukan hal-hal yang bermanfaat, seperti yang disampaikan Abu Hurairah dalam suatu riwayat hadits yang berbunyi:

(٢٦٦٤) – حَدَّثَنَا أَبُو بَكْرِ بْنُ أَبِي شَيْبَةَ وَابْنُ نُمَيْرٍ. قَالَا: حَدَّثَنَا عَبْدُ اللَّهِ بْنُ إِدْرِيسَ، عَنْ رَبِيعَةَ بْنِ عُثْمَانَ، عَنْ مُحَمَّدِ بْنِ يَحْيَى بْنِ حَبَّانَ، عَنِ الْأَعْرَجِ، عَنْ أَبِي هُرَيْرَةَ، قَالَ: قَالَ رَسُولُ اللَّهِ ﷺ: (الْمُؤْمِنُ الْقَوِيُّ خَيْرٌ وَأَحَبُّ إِلَى اللَّهِ مِنَ الْمُؤْمِنِ الضَّعِيفِ، وَفِي كُلِّ خَيْرٍ. احْرَصْ عَلَى مَا يَنْفَعُكَ وَاسْتَعِنْ بِاللَّهِ، وَلَا تَعْجَزْ، وَإِنْ أَصَابَكَ شَيْءٌ فَلَا تَقُلْ: لَوْ أَنِّي فَعَلْتُ كَانَ كَذَا وَكَذَا. وَلَكِنْ قُلْ: قَدَرُ اللَّهِ. وَمَا شَاءَ فَعَلَ. فَإِنْ لَوْ تَفَتَّحَ عَمَلُ 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 Jazuli, 2006).

Kata malas pada umumnya merupakan keadaan ketika tidak melakukan aktivitas apapun. Ketika kita bermalas-malasan dalam beraktivitas, maka terdapat pengaruh negatif yang akan diterima oleh tubuh kita, seperti pada tulang.

Kondisi saat tulang tidak menerima beban mekanik, maka dalam kurun waktu tertentu tulang akan kehilangan massa otot dan massa tulangnya. Hal ini dapat mengakibatkan tulang menjadi lemah. Menurut Howard dalam Lau & Guo (2011), menyatakan bahwa tulang yang tidak digunakan untuk melakukan aktivitas apapun dapat menjadi salah satu faktor yang menginduksi kehilangan kepadatan tulang dan mengakibatkan osteoporosis.

Berdasarkan hasil penelitian ini, aktivitas fisik berdiri, berjalan, berjalan cepat, naik tangga dan berlari dapat meningkatkan kepadatan tulang. Sehingga aktivitas fisik perlu ditingkatkan untuk mendapatkan tulang yang kuat dan sehat, namun jika melakukan aktivitas yang melebihi batas kekuatan juga kurang baik untuk kesehatan. Sesuatu yang berlebihan bukanlah hal yang baik untuk segala aspek kehidupan. Misalnya, ketika orang melakukan angkat beban berat, sedangkan beban yang diangkat melebihi batas kekuatan, maka orang tersebut akan mengalami cedera otot atau bahkan patah tulang jika terus dipaksakan. Melakukan latihan fisik sebaiknya dilakukan semampunya selama 30 menit dalam 1 hari dan dilakukan 3-4 kali dalam waktu satu minggu.

Menurut Nogues & Laguna (2018), menyatakan bahwa mineralisasi berlebihan pada tulang dapat menyebabkan tulang terlalu keras dan rapuh. Mineralisasi berlebihan tersebut dapat terjadi ketika tulang diberi gaya yang terlalu besar. Tulang yang semakin keras menunjukkan bahwa tulang kurang elastis, sehingga ketika menerima beban berat, hanya terjadi sedikit perubahan bentuk, dan tulang menjadi lebih rawan patah.

BAB V PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan tentang simulasi pengaruh rangsangan mekanik terhadap kerapatan tulang akibat perubahan usia berbasis *finite element method* (FEM), diperoleh kesimpulan sebagai berikut.

1. Nilai *stress*, *strain* dan *rate strain* pada elemen segitiga paling tinggi terdapat pada bagian batang kanan tulang femur ketika aktivitas berlari yaitu 3.4410×10^5 Pa, 0.0188 dan 0.9443/sec. Sedangkan pada elemen segiempat tidak dapat menginterpretasikan sebaran *stress*, *strain* dan *rate strain* karena susunannya yang terlalu padat. Akibatnya hanya terjadi pemampatan di seluruh bagian tulang femur.
2. Akibat dari defisiensi estrogen karena penuaan adalah kerapatan tulang semakin menurun. Hal itu menunjukkan bahwa usia dapat mempengaruhi nilai kerapatan tulang. Pada penelitian ini kerapatan tulang paling tinggi dimiliki oleh tulang femur pada usia 25 tahun yaitu 1.1551 gr/cm². Hasil simulasi pengaruh usia terhadap kerapatan tulang dibandingkan dengan hasil eksperimen dan menunjukkan ketepatan rata-rata adalah 96.67%.
3. Gaya yang diberikan pada tulang dapat merangsang sel osteoblas untuk proses pembentukan tulang baru. Sehingga, semakin besar gaya yang diberikan pada tulang maka kerapatan tulang akan semakin tinggi. Kerapatan tulang paling tinggi adalah 1.7053 gr/cm², hasil ini dimiliki oleh tulang yang diberi gaya 2999.25 N (aktivitas berlari).

5.2 Saran

Berdasarkan hasil penelitian simulasi pengaruh rangsangan mekanik terhadap kerapatan tulang akibat perubahan usia berbasis *finite element method* (FEM), maka saran yang dapat diberikan adalah sebagai berikut:

1. Perlu ditambah data eksperimen untuk variasi gaya atau untuk usia yang lain
2. Dapat dilakukan simulasi pada bagian tulang yang lain, seperti pada bagian tulang belakang atau tulang betis
3. Dapat dilakukan analisis dengan variabel dan parameter yang lain, selain kerapatan tulang

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
- Corwin, Elizabeth. 2009. *Buku Saku Patofisiologi*. Jakarta : EGC.
- Damien, PB, Kevin JM, Joseph FB. 2010. Anatomy & Biomechanics of the Hip. *Op Sport Med J*. 4: 51-57.
- Davis, Lawrence. 2019. *Body Physics : Motion to Metabolism*. Jepang : Open Oregon Educational Resources.
- Departemen Agama RI. 2005. *Al-Qur'an dan Terjemahnya*. Bandung : PT. Syammil Cipta Media.
- 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.
- Ganong, W. F. 2008. *Buku Ajar Fisiologi Kedokteran*. Jakarta : EGC.
- Guo, X. Edward. 2001. Mechanical Properties of Cortical Bone and Cancellous Bone Tissue. *Bone Mechanics*. 10.1-10.23.
- Guo, X.E. & Goldstein, S.A. 1997. Is trabecular bone tissue different from cortical bone?. *Forma*. Vol. 12, pp. 3-4.
- Hughes, D. E., A. Dai, J. C. Tiffie, H. H. Li, G. R. Munoy & B. F. Boyce. 1996. Estrogen promotes apoptosis of murine osteoclasts mediated by TGF- β . *Nature Medicine*. vol. 2, no. 10, pp. 1132–1135.
- Huiskes, R., Ruimerman R., Van Lenthe GH & Janssen JD. 2000. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*. 405, 704–706.

- Idhammad, Ahmed & Abdelmounaïm Abdali. 2012. On a New Law of Bone Remodeling Based on Damage Elasticity: a Thermodynamic Approach. *Theoretical Biology and Medical Modelling*. 9:51.
- Jazuli, Ahzami Samiun. 2006. *Kehidupan dalam Pandangan Al-Qur'an*. Jakarta : Gema Insani. 274.
- Keaveny TM, Morgan EF, Oscar C. 2004. *Bone mechanics*. California (AS): McGraw-Hill.
- Kemenkes RI. 2015. *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.
- Lau, Roy Yuen-chi & X. Edward Guo. 2011. A Review on Current Osteoporosis Research:With Special Focus on Disuse Bone Loss. *Journal of Osteoporosis*. 293808.
- Lee, C. A., & T. A. Einhorn. 2001. The Bone Organ System. *Osteoporosis*. 3-20.
- 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.
- Marcus, R., Feldman D., & Kelsey J. 2001. *Osteoporosis (Second Edition)*. Stanford, California: Academic Press.
- Martin, R. B., & Burr D. B. 1989. *Structure Function and Adaptation of Compact Bone*. New York: Raven Press.
- Martini, Frederic H., Judi L. Nath & Edwin F. Bartholomew. 2012. *Fundamentals of Anatomy & Physiology 9th ed*. San Francisco: Pearson Benjamin Cummings.
- 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 Difference?. *American Journal of Nephrology*. 47:373-375.

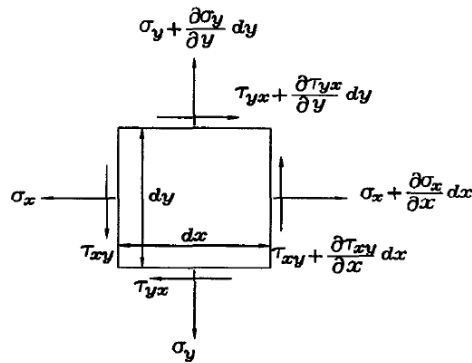
- Recker, R. R. 1992. *Disorders of Bone and Mineral Metabolism: Embryology, Anatomy and Microstructure of Bone in Choe Fl, Favus MJ (eds)*. New York: Raven Press.
- Rosa, Nataca, Richardo Simoes, Fernao D. Magalhaes & Antonio T. Marques. 2015. From Mechanical Stimulus to Bone Formation : A Review. *Medical Engineering and Physics*. 37 (8).
- Rouhi, Gholamreza. 2006. *Theoretical Aspects of Bone Remodeling and Resorption Processes*. Canada : University of Calgary, AB.
- Rouhi, Gholamreza. 2014. Biomechanics of Osteoporosis: The Importance of Bone Resorption and Remodeling Processes. *Osteoporosis*. 60-72.
- Ruimerman, Ronald, Van Rietbergen B, Hilbers P., & Huiskes R. 2003. A 3-dimensional computer model to simulate trabecular bone metabolism. *Biotheology*. 40, 315–320.
- Ruimerman, Ronald. 2005. *Modeling and remodeling in bone tissue*. Eindhoven : Technische Universiteit Eindhoven.
- Sears & Zemansky. 1986. *Fisika untuk Universitas* (diterjemahkan: Sudarjana & Ahmad Amir). Bandung: Bina Cipta.
- Seeman, E., & Delmas, P.D. 2006. Bone Quality-The Material and Structural Basis of Bone Strength and Fragility. *The New England Journal of Medicine*. Vol. 354, Number 21, pp. 2250-2261.
- Susmikanti, Mike & Utaja. 2005. Pembentukan Matrik Kekakuan Elemen Segi Empat Pada Metode Elemen Hingga. *Risalah Lokakarya Komputasi dalam Sains dan Teknologi Nuklir XVI*. (169-187).
- Taichman, R. S. 2005. Blood and Bone : Two Tissues whose Fates Are Inertwined to Create the Hematopoietic Stem Cell Niche. *Blood*. 105:2631-2639.
- Tandra, Hans. 2009. *Osteoporosis : Mengenal, Mengatasi dan Mencegah Tulang Keropos*. Jakarta : PT Gramedia Pustaka Utama.
- Teitelbaum, S. L., & Ross, F. P. 2003. Genetic Regulation of Osteoclast Development and Function. *Nature Reviews Genetics*. Vol. 4, Issue 8, pp. 638–649.
- Triatmodjo, B. 2002. *Metode Numerik Dilengkapi dengan Program Komputer*. Yogyakarta : Beta Offset.
- Usha, Kini & B. N. Nandeesh. 2012. *Physiology of Bone Formation, Remodeling and Metabolism*. India : Springer – Verlag Berlin Heidelberg.
- Yakin, Khusnul, 2014. *Pengaruh Rangsangan Mekanik pada Elastisitas Tulang Berbasis Finite Element Method*. Bogor : IPB.



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.

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

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

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 tegangan dalam gambar 1 menunjukkan nilai positif. Secara sederhana bentuk persamaan sederhana diberikan sebagai berikut.

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

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

Selanjutnya adalah menentukan persamaan konstitutif. Persamaan ini menghubungkan diantara tegangan dan regangan. Untuk material isotropik, persamaan konstitutif menjadi:

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

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

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

Kemudian untuk yang elemen segi empat adalah :

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

Kesetimbangan, persamaan konstitutiv, dan persamaan kinetik didapatkan delapan (tiga tegangan, tiga regangan, dan dua displacement) untuk delapan persamaan (dua kesetimbangan, tiga konstitutiv, dan tiga kinetik).

Kondisi batas ada dua macam yaitu essensial (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:

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

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:

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

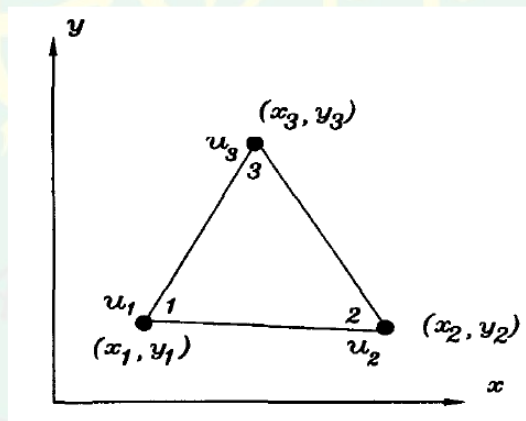
Subtitusikan persamaan konstitutif sehingga dihasilkan:

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

Dengan mensubtitusikan 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 regangan.

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

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 doamin 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

1. Perubahan *Strain* Akibat Rangsangan Mekanik

Usia (tahun)	Titik pengamatan	Gaya (N)	<i>Strain</i>	
			Segitiga	Segiempat
25	Leher femur	1290	-0.0045	-0.0039
		1741.5	-0.0060	-0.0053
		1967.25	-0.0068	-0.0060
		2257.5	-0.0078	-0.0069
		2999.25	-0.0104	-0.0091
	Batang kanan	1290	-0.0081	-0.0074
		1741.5	-0.0109	-0.0101
		1967.25	-0.0123	-0.0114
		2257.5	-0.0141	-0.0130
		2999.25	-0.0188	-0.0173
	Batang kiri	1290	0.0061	-0.0054
		1741.5	0.0083	-0.0073
		1967.25	0.0093	-0.0082
		2257.5	0.0107	-0.0094
		2999.25	0.0142	-0.0125
44	Leher femur	1220	-0.004	-0.0029
		1647	-0.0054	-0.0039
		1860.5	-0.0061	-0.0044
		2135	-0.0070	-0.0050
		2836.5	-0.0094	-0.0066
	Batang kanan	1220	-0.0079	-0.0074
		1647	-0.0107	-0.0100
		1860.5	-0.0121	-0.0113
		2135	-0.0139	-0.0130
		2836.5	-0.0184	-0.0173
	Batang kiri	1220	0.0060	-0.0047
		1647	0.0081	-0.0064
		1860.5	0.0092	-0.0072
		2135	0.0105	-0.0083
		2836.5	0.0140	-0.0110
51	Leher femur	1090	-0.0035	-0.0014
		1471.5	-0.0047	-0.0019
		1662.25	-0.0053	-0.0021
		1907.5	-0.0061	-0.0024
		2534.25	-0.0081	-0.0032
	Batang kanan	1090	-0.0071	-0.0075
		1471.5	-0.0096	-0.0101
		1662.25	-0.0108	-0.0114
		1907.5	-0.0124	-0.0131

59	Batang kiri	2534.25	-0.0165	-0.0173
		1090	0.0054	-0.0924
		1471.5	0.0072	-0.1248
		1662.25	0.0082	-0.1409
		1907.5	0.0094	-0.1617
		2534.25	0.0124	-0.2149
	Leher femur	1200	-0.0019	-0.0029
		1620	-0.0026	-0.0039
		1830	-0.0030	-0.0044
		2100	-0.0033	-0.0051
		2790	-0.0044	-0.0067
59	Batang kanan	1200	-0.0080	-0.0216
		1620	-0.0108	-0.0292
		1830	-0.0126	-0.0330
		2100	-0.0140	-0.0379
		2790	-0.0185	-0.0503
	Batang kiri	1200	0.0060	-0.0796
		1620	0.0081	-0.1075
		1830	0.0095	-0.1214
		2100	0.0105	-0.1393
		2790	0.0140	-0.1851

2. Perubahan *Stress* Akibat Rangsangan Mekanik

Usia (tahun)	Titik pengamatan	Gaya (N)	Stress (Pa)	
			Segitiga	Segiempat
25	Leher femur	1290	-1.0587 x10 ⁵	-1.3826 x10 ⁵
		1741.5	-1.4293 x10 ⁵	-1.8665 x10 ⁵
		1967.25	-1.6145 x10 ⁵	-2.1085 x10 ⁵
		2257.5	-1.8528 x10 ⁵	-2.4196 x10 ⁵
		2999.25	-2.4615 x10 ⁵	-3.2146 x10 ⁵
	Batang kanan	1290	-1.4800 x10 ⁵	-1.3942 x10 ⁵
		1741.5	-1.9980 x10 ⁵	-1.8821 x10 ⁵
		1967.25	-2.2570 x10 ⁵	-2.1261 x10 ⁵
		2257.5	-2.5900 x10 ⁵	-2.4398 x10 ⁵
		2999.25	-3.4410 x10 ⁵	-3.2415 x10 ⁵
	Batang kiri	1290	1.1313x10 ⁵	-1.1980 x10 ⁵
		1741.5	1.5273 x10 ⁵	-1.6173 x10 ⁵
		1967.25	1.7253 x10 ⁵	-1.8270 x10 ⁵
		2257.5	1.9799 x10 ⁵	-2.0965 x10 ⁵
		2999.25	2.6304 x10 ⁵	-2.7854 x10 ⁵

44	Leher femur	1220	-1.0292×10^5	-5.4365×10^4
		1647	-1.3894×10^5	-7.3393×10^4
		1860.5	-1.5695×10^5	-8.2907×10^4
		2135	-1.8010×10^5	-9.5140×10^5
		2836.5	-2.3928×10^5	-1.2640×10^5
	Batang kanan	1220	-1.4195×10^5	-1.1369×10^5
		1647	-1.9164×10^5	-1.5348×10^5
		1860.5	-2.1648×10^5	-1.7338×10^5
		2135	-2.4842×10^5	-1.9896×10^5
		2836.5	-3.3004×10^5	-2.6433×10^5
	Batang kiri	1220	1.0906×10^5	-1.8356×10^5
		1647	1.4724×10^5	-2.4781×10^5
		1860.5	1.6632×10^5	-2.7993×10^5
		2135	1.9086×10^5	-3.2123×10^5
		2836.5	2.5357×10^5	-4.2678×10^5
51	Leher femur	1090	-9.2657×10^4	-1.4792×10^5
		1471.5	-1.2509×10^5	-1.9969×10^5
		1662.25	-1.4130×10^5	-2.2557×10^5
		1907.5	-1.6215×10^5	-2.5885×10^5
		2534.25	-2.1543×10^5	-3.4390×10^5
	Batang kanan	1090	-1.2615×10^5	-5.9965×10^5
		1471.5	-1.7031×10^5	-8.0953×10^5
		1662.25	-1.9238×10^5	-9.1447×10^5
		1907.5	-2.2077×10^5	-1.0494×10^6
		2534.25	-2.9331×10^5	-1.3942×10^6
	Batang kiri	1090	9.6790×10^4	-2.8930×10^6
		1471.5	1.3067×10^5	-3.9056×10^6
		1662.25	1.4760×10^5	-4.4118×10^6
		1907.5	1.6938×10^5	-5.0628×10^6
		2534.25	2.2504×10^5	-6.7262×10^6
59	Leher femur	1200	-1.0403×10^5	-5.7899×10^5
		1620	-1.4044×10^5	-7.8163×10^5
		1830	-1.5865×10^5	-8.8295×10^5
		2100	-1.8206×10^5	-1.0132×10^6
		2790	-2.4188×10^5	-1.3461×10^6
	Batang kanan	1200	-1.4100×10^5	-8.2462×10^5
		1620	-1.9036×10^5	-1.1132×10^6
		1830	-2.1503×10^5	-1.2575×10^6

		2100	-2.4676×10^5	-1.4431×10^6
		2790	-3.2783×10^5	-1.9172×10^6
	Batang kiri	1200	1.0865×10^5	-1.7792×10^6
		1620	1.4668×10^5	-2.4019×10^6
		1830	1.6569×10^5	-2.7132×10^6
		2100	1.9014×10^5	-3.1135×10^6
		2790	2.5261×10^5	-4.1365×10^6

3. Perubahan *Rate Strain* Akibat Rangsangan Mekanik

Usia (tahun)	Titik pengamatan	Gaya (N)	<i>Rate Strain</i> (/sec)	
			Segitiga	Segiempat
25	Leher femur	1290	0.1403	0.1230
		1741.5	0.3030	0.2657
		1967.25	0.3423	0.3002
		2257.5	0.3928	0.3445
		2999.25	0.5219	0.4577
	Batang kanan	1290	0.2538	0.2340
		1741.5	0.5483	0.5055
		1967.25	0.6194	0.5711
		2257.5	0.7108	0.6553
		2999.25	0.9443	0.8707
	Batang kiri	1290	0.1924	0.1692
		1741.5	0.4156	0.3655
		1967.25	0.4695	0.4129
		2257.5	0.5388	0.4738
		2999.25	0.7158	0.6295
44	Leher femur	1220	0.1264	0.0898
		1647	0.2730	0.1939
		1860.5	0.3083	0.2191
		2135	0.3538	0.2514
		2836.5	0.4701	0.3340
	Batang kanan	1220	0.2491	0.2336
		1647	0.5381	0.5046
		1860.5	0.6079	0.5700
		2135	0.6976	0.6541
		2836.5	0.9268	0.8690
	Batang kiri	1220	0.1887	0.1489
		1647	0.4077	0.3216
		1860.5	0.4605	0.3633
		2135	0.5284	0.4169
		2836.5	0.7021	0.5538

51	Leher femur	1090	0.1098	0.0437
		1471.5	0.2372	0.0944
		1662.25	0.2680	0.1066
		1907.5	0.3075	0.1223
		2534.25	0.4086	0.1625
	Batang kanan	1090	0.2229	0.2344
		1471.5	0.4816	0.5064
		1662.25	0.5440	0.5720
		1907.5	0.6242	0.6564
		2534.25	0.8294	0.8721
	Batang kiri	1090	0.1682	2.9034
		1471.5	0.3632	6.2714
		1662.25	0.4103	7.0843
		1907.5	0.4709	8.1296
		2534.25	0.6256	10.8007
59	Leher femur	1200	0.0599	0.0908
		1620	0.1293	0.1961
		1830	0.1509	0.2215
		2100	0.1677	0.2542
		2790	0.2228	0.3377
	Batang kanan	1200	0.2506	0.6799
		1620	0.5413	1.4686
		1830	0.6316	1.6590
		2100	0.7017	1.9037
		2790	0.9323	2.5293
	Batang kiri	1200	0.1890	2.5007
		1620	0.4083	5.4015
		1830	0.4763	6.1016
		2100	0.5292	7.0019
		2790	0.7031	9.3025

4. Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Usia

Usia (tahun)	Kerapatan Tulang (gr/cm ²)	Eksperimen (gr/cm ²)	Ketepatan (%)
25	1.1551	1.18	97.9%
44	1.0808	1.061	98.1%
51	0.6472	0.615	94.8%
59	0.7180	0.749	95.9%

5. Kerapatan Tulang Akibat Perbedaan Rangsangan Mekanik

Usia (tahun)	Gaya (N)	Kerapatan Tulang (gr/cm ²)
25	1290	0.7963
	1741.5	1.0698
	1967.25	1.1551
	2257.5	1.2797
	2999.25	1.7053
44	1220	0.7776
	1647	1.0106
	1860.5	1.0808
	2135	1.1819
	2836.5	1.5122
51	1090	0.6472
	1471.5	0.7658
	1662.25	0.7986
	1907.5	0.8432
	2534.25	0.9733
59	1200	0.7180
	1620	0.9728
	1830	1.0757
	2100	1.1663
	2790	1.5529

Lampiran 3

Data Bone Mineral Density (BMD)

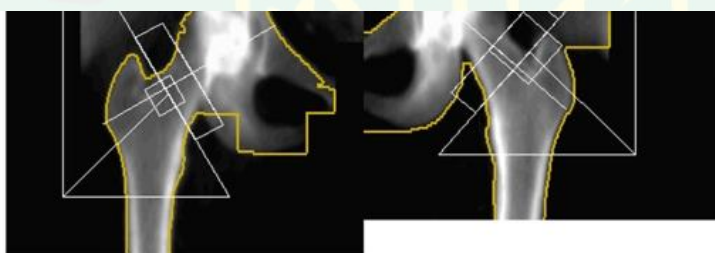
Table 1

Mean (SD) subject characteristics by age group, including femoral characteristics measured from DXA scans.

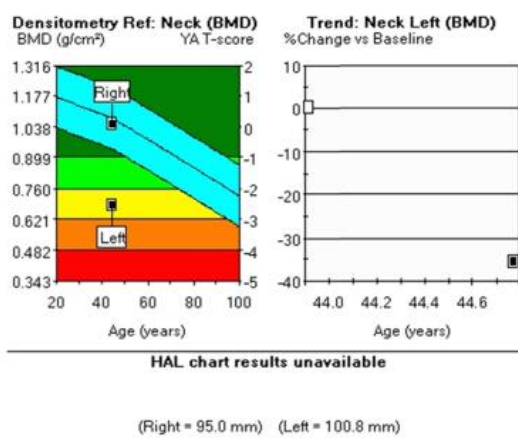
	Young	Older
Subject Characteristics:		
N [M/F]	5 [2/3]	5 [2/3]
Age (years)	25.0 (4.3)	79.4 (4.6) *
Height (m)	1.66 (0.09)	1.60 (0.05)
Body mass (kg)	64.5 (7.9)	69.0 (5.7)
Femur Characteristics:		
Length (cm)	43.1 (2.1)	42.2 (2.9)
Neck Axis Length (cm)	9.30 (0.71)	9.35 (0.51)
Neck Diameter (cm)	2.93 (0.39)	3.33 (0.28)
Neck Angle (°)	32.4 (3.8)	33.3 (3.1)
Femoral Neck aBMD (g/cm ³)	1.18 (0.25)	0.85 (0.14) *

* Significantly different than young age group ($P < .05$).

(Anderson, Dennis E. and Michael L. Madigan. 2014. Effects of age-related differences in femoral loading and bone mineral density on strains in the proximal femur during controlled walking. *J Appl Biomech*. 29(5): 505–516.)



B

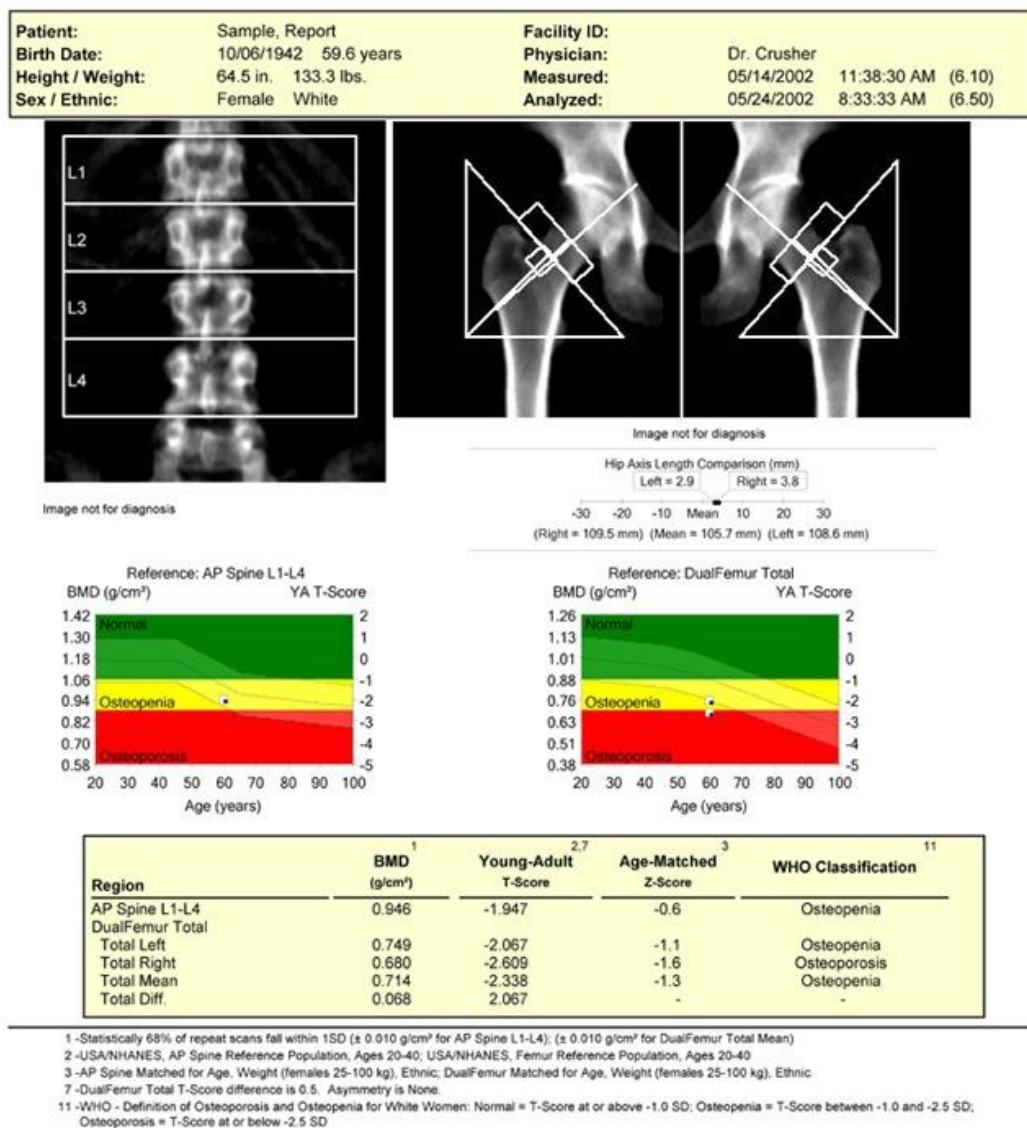


Region	¹ BMD (g/cm ²)	^{2,7} Young-Adult T-score	³ Age-Matched Z-score
Neck			
Left	0.684	-2.5	-2.8
Right	1.050	0.1	-0.2
Mean	0.867	-1.2	-1.5
Difference	0.366	2.6	2.6

Measured Date	Age (years)	¹ BMD (g/cm ²)	² Trend: Neck Left Baseline (%)	³ Change vs Previous (%)
07/26/2016	44.7	0.684	-35.5	-35.5
09/15/2015	43.9	1.061	baseline	-

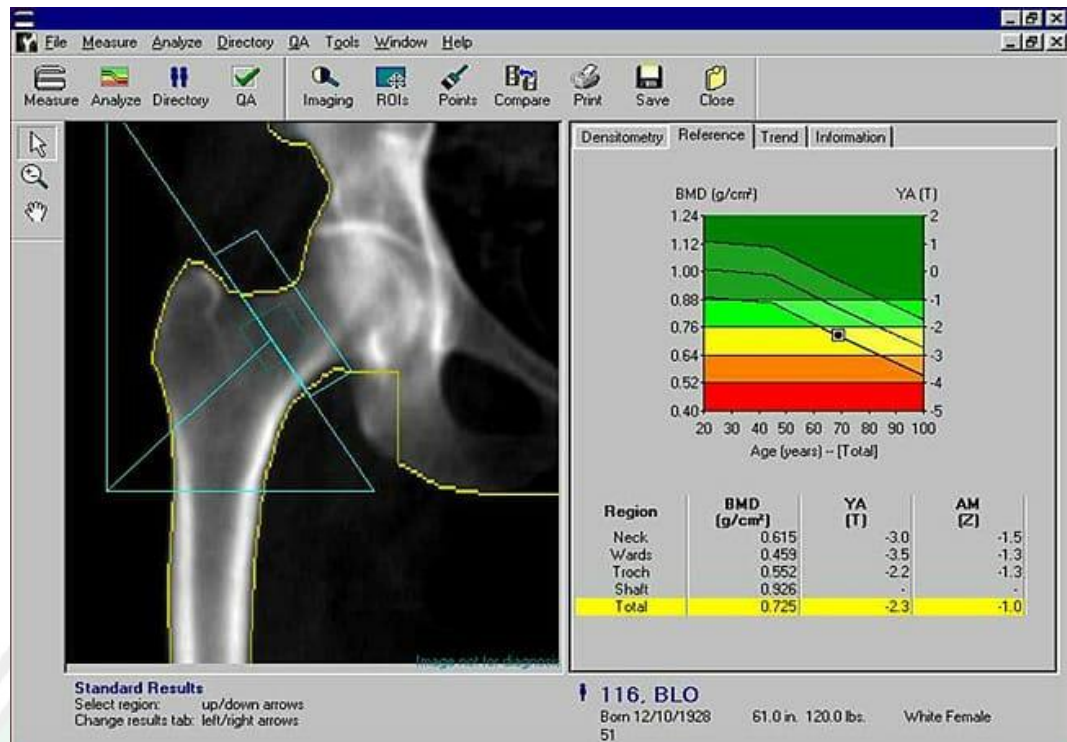
(Jennifer L. Favinger MD*, Charles H. Chesnut MD, Felix S. Chew MD,. 2017. *Asymmetric Bone Mineral Density in the Bilateral Femoral Necks Due to Gluteal*

Implants: a case report. Radiology Case Reports. USA: Department of Radiology, University of Washington.)



Printed: 08/12/2002 9:21:29 PM (7.00); Filename: ziesc_gw3xy0akb.dfx; AP Spine; 13.9%Fat=4.9%; Scan Mode: Standard; Right Femur; 12.8%Fat=21.2%; Neck Angle (deg)= 53; Scan Mode: Precise; Left Femur; 13.1%Fat=19.2%; Neck Angle (deg)= 53; Scan Mode: Precise

(healthymelin.com/wp/wp-content/uploads/201/03/DXA-spine-femur.jpg, diakses tanggal 4 agustus 2019)



(<https://ortopediasp.wordpress.com/2012/02/23/densitometria-ossea-quando-fazer-e-quando-repetir/>. Diakses pada 11 Agustus 2019)



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

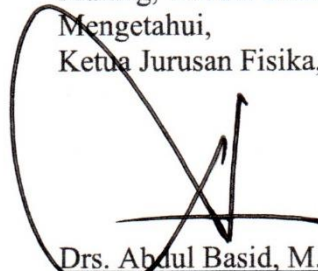
Jl. Gajayana No. 50 Dinoyo Malang (0341) 551345 Fax. (0341) 572533

BUKTI KONSULTASI SKRIPSI

Nama : Nurani Indha Rusmana
NIM : 15640040
Fakultas/ Jurusan : Sains dan Teknologi/ Fisika
Judul Skripsi : Simulasi Pengaruh Rangsangan Mekanik terhadap Kerapatan Tulang Akibat Perubahan Usia 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	A
2	6 Agustus 2019	Konsultasi Bab I, II III dan ACC	A
3	12 November 2019	Konsultasi Data Hasil Bab IV	A
4	19 November 2019	Konsultasi Bab IV	A
5	27 November 2019	Konsultasi Bab IV dan ACC	A
6	20 Januari 2020	Konsultasi Integrasi Agama	A
7	04 Februari 2020	Konsultasi Bab V	A
8	18 Juni 2020	Konsultasi Integrasi Agama dan ACC	A
9	15 Juni 2020	Konsultasi Semua Bab, Abstrak dan ACC	A

Malang, 18 Juni 2020
Mengetahui,
Ketua Jurusan Fisika,


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