



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR – TM184835

**DESAIN DAN MODELLING *FEMORAL STEM HIP*
ARTHOPLASTY SESUAI DENGAN ANATOMI TULANG
ORANG INDONESIA (RAS MONGOLOID)**

**PIETER HERNANDO CIASIE SUTEJA
NRP. 0211164000055**

**DOSEN PEMBIMBING
Fahmi Mubarok, ST., MSc., PhD**

**PROGRAM STUDI SARJANA
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA**



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR – TM184835

**DESAIN DAN MODELLING *FEMORAL STEM HIP*
ARTHOPLASTY SESUAI DENGAN ANATOMI TULANG
ORANG INDONESIA (RAS MONGOLOID)**

**PIETER HERNANDO CIASIE SUTEJA
NRP. 0211164000055**

**DOSEN PEMBIMBING
Fahmi Mubarak, ST., MSc., PhD.**

**PROGRAM STUDI SARJANA
DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020**



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

FINAL PROJECT – TM184835

***DESIGN AND MODELLING OF FEMORAL STEM HIP
ARTHROPLASTY COMPATIBLE WITH INDONESIAN
FEMUR BONE ANATOMY (RACE MONGOLOID)***

**PIETER HERNANDO CIASIE SUTEJA
NRP. 0211164000055**

**SUPERVISOR
Fahmi Mubarok, ST., MSc., PhD.**

**BACHELOR DEGREE
DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY
SURABAYA
2020**

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

**DESAIN DAN MODELLING *FEMORAL STEM HIP*
ARTHOPLASTY SESUAI DENGAN ANATOMI TULANG
ORANG INDONESIA (RAS MONGOLOID)**

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat
Memperoleh gelar sarjana teknik
Program studi S-1 Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh:

Pieter Hernando Ciasie Suteja
NRP. 0211164000055

Disetujui oleh:

1. Fahmi Mubarak, ST., M.Sc., PhD
NIP. 197801152003121002  (Pembimbing)
2. Putu Suwarta, S.T., M.Sc., PhD
NIP. 198203032009121007  (Penguji I)
3. Dr.Eng. Sutikno, S.T., M.T.
NIP. 1974070320030031001  (Penguji II)
4. Suwarno, S.T., M.Sc., Ph.D.
NIP. 198005202005011003  (Penguji III)



SURABAYA

AGUSTUS, 2020

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

Desain dan Modelling *Femoral Stem Hip Arthroplasty* sesuai dengan Anatomi Tulang Orang Indonesia (Ras Mongoloid)

ABSTRAK

Berdasarkan data dari RISKESDAS 2018, prevalensi Osteoarthritis lutut radiologis di Indonesia cukup tinggi, yaitu 7.3% pada tahun 2018. Degenerasi sendi yang menyebabkan sindrom klinis osteoarthritis muncul paling sering pada sendi tangan, panggul, kaki, dan tulang belakang (spine). Kondisi ini seringkali memerlukan tindakan operasi penggantian sendi tersebut. Total Hip Arthroplasty (THA) adalah prosedur ortopedi untuk menggantikan tulang femoral dan sistem acetabular yang rusak akibat kondisi nekrosis avaskular, dysplasia pada panggul, fraktur, osteoarthritis, osteonekrosis, atau rheumatoid arthritis dengan implan buatan. Saat ini Indonesia masih meng-impor Hip Prosthesis guna memenuhi kebutuhan nasional. Namun kendala yang kita ketahui adalah bentuk anatomi tubuh masyarakat Indonesia (Ras Mongoloid) berbeda dengan anatomi tubuh ras lainnya yang ada di dunia. Selain dari segi ukuran, harga implan impor akan jauh lebih mahal dibandingkan dengan diproduksi di dalam negeri.

Penelitian ini difokuskan pada pemodelan femoral stem dengan bahan austenitic stainless steel UNS S29225 dengan standar ASTM F2581-12 melalui SOLIDWORK 2018 dan kemudian disimulasikan menggunakan perangkat lunak ANSYS 18.2. Variabel yang dianalisis antara lain panjang stem, panjang offset, serta besarnya gaya yang diterima oleh implan untuk beberapa aktivitas seperti berjalan normal, menaiki dan menuruni tangga, dan tersandung. Femoral stem yang dianalisis merupakan femoral stem ukuran terkecil (size 3) dengan panjang 129 mm dan medial offset 39.1 mm serta femoral stem ukuran terbesar (size 11) dengan panjang 161 mm dan medial offset 46.7

mm. Keseluruhan stem memiliki centrum-collum diaphysis angle (CCD) sebesar 134 derajat. Berat badan pasien divariasikan menjadi 700 N, 800 N, dan 900 N. Respon yang diperoleh berupa tegangan dan total deformasi dari masing-masing ukuran femoral stem.

Hasil Penelitian ini menunjukkan bahwa desain femoral stem baik size 3 maupun size 11 tergolong aman untuk digunakan oleh pasien dengan berat badan 700 N hingga 900 N untuk kegiatan berjalan, menaiki tangga, serta menuruni tangga, sedangkan untuk kondisi tersandung femoral stem tergolong tidak aman. Hasil simulasi analisis tegangan menunjukkan bahwa desain femoral stem size 11 lebih baik dibandingkan dengan femoral stem size 3 dari segi distribusi tegangan. Tegangan terbesar yang muncul akibat tersandung menyebabkan tegangan von mises maksimal pada femoral stem size 3 sebesar 526.4 MPa dan 416.01 MPa untuk size 11. Adanya peningkatan ketebalan femoral body stem dari 10 mm menjadi 13 mm dapat menurunkan tegangan von mises yang terjadi sebesar 30% sehingga meningkatkan reliabilitas model. Tegangan von mises dan deformasi total berbanding lurus untuk model geometri yang sama. Selain itu, ukuran femoral stem yang semakin besar yang disertai dengan penambahan panjang medial offset menimbulkan deformasi total yang semakin besar.

Kata Kunci : ANSYS, biomekanik, femoral head, femoral stem, implan, Mongoloid

DESIGN AND MODELLING OF FEMORAL STEM HIP ARTHROPLASTY COMPATIBLE WITH INDONESIAN FEMUR BONE ANATOMY (RACE MONGOLOID)

ABSTRACT

Based on data from RISKESDAS 2018, the prevalence of radiological knee osteoarthritis in Indonesia is quite high, at 7.3% in 2018. Joint degeneration that causes osteoarthritis syndromes appears most commonly in the joints of the hands, pelvis, legs, and spine. This condition often requires joint replacement surgery. Total Hip Arthroplasty (THA) is an orthopedic procedure to replace the femoral bone and acetabular system damaged by avascular necrosis, pelvic dysplasia, fractures, osteoarthritis, osteonecrosis, or rheumatoid arthritis with artificial implants. At present Indonesia is still importing Hip Prosthesis to supply national needs. But the obstacle that we know is that the anatomical form of the Indonesian people (Race Mongoloid) is different from the anatomy of other racial bodies in the world. Apart from size, the price of imported implants will be far more expensive compared to domestic products.

This research is focused on modeling the femoral stem made of austenitic stainless steel UNS S29225 with ASTM F2581-12 standards using SOLIDWORK 2018 and then simulated using ANSYS 18.2 software. The variables analyzed included stem length, medial offset length, and the magnitude of the contact force received by the femoral head for some activities such as walking normally, up and down stairs, and stumbling. The analyzed femoral stem is the smallest size femoral stem (size 3) with a length of 129 mm and a medial offset of 39.1 mm and the largest size femoral stem (size 11) with a length of 161 mm and a medial offset of 46.7 mm. Both stems have center-collum diaphysis angle (CCD) of 134 degrees. The patient's body weight varied to

700 N, 800 N, and 900 N. The responses obtained were equivalent von mises stress and total deformation of each femoral stem size.

The results of this study indicate that the design of femoral stem both size 3 and size 11 is considered safe to be used by patients with body weight of 700 N to 900 N for walking, climbing stairs, and descending stairs, while for tripping conditions designed femoral stems are classified as unsafe. The stress analysis simulation results show that the model of femoral stem size 11 is better than femoral stem size 3 in terms of stress distribution. The largest stress that arises during stumbling causes maximum von mises stress on femoral stem size 3 of 526.4 MPa and 416.01 MPa for size 11. The increasing femoral stem body thickness from 10 mm to 13 mm can reduce the maximum von mises stress up to 30% which means increasing the model reliability. Von mises stress and total deformation are directly proportional to the same geometry model. In addition, the larger size of the femoral stem accompanied by the addition of medial offset length causes greater total deformation.

Kata Kunci : ANSYS, biomekanik, femoral head, femoral stem, implan, Mongoloid

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadiran Tuhan YME, karena berkat rahmat dan hidayah-Nya, sehingga penulis diberi kesempatan untuk menyelesaikan Tugas Akhir. Tugas Akhir ditujukan untuk memenuhi mata kuliah wajib yang harus diambil oleh mahasiswa Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS), penulis telah menyelesaikan Laporan Tugas Akhir yang berjudul “*Modelling Femoral Stem Hip Arthroplasty* sesuai dengan Anatomi Tulang Orang Indonesia (Ras Mongoloid)”. Penulis ingin berterima kasih juga kepada :

1. Tuhan YME atas karunia, rahmat, dan berkat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir dengan lancar.
2. Ayahanda Tisna Suteja, Ibunda Vonny Sidharta, Kakak Diva Pratiwi, Adik Stanley Filberto, Adik Mercelie Maeyuri tercinta dan Keluarga yang senantiasa memberi dukungan dan doa hingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
3. Bapak Fahmi Mubarak, S.T, M.Sc, Ph.D. , selaku dosen pembimbing tugas akhir yang selalu memberikan saran, motivasi, dan ilmu-ilmu yang sangat bermanfaat bagi penulis. Terima kasih atas kesabarannya selama membimbing penulis.
4. Bapak Putu Suwarta ST, MSc, PhD, Bapak Dr.Eng Sutikno,ST, MSc, dan Bapak Suwarno ST, MSc, PhD, selaku dosen penguji tugas akhir penulis, terima kasih telah meluangkan waktunya dan atas saran-saran yang telah diberikan.
5. Bapak Atok Setiawan, Ir. MEng.Sc. Dr. selaku Dosen wali penulis, terima kasih telah menjadi dosen wali saat perwalian satu kali tiap semester.
6. Teruntuk Samuel Edric dan Anzelmus Marcellius, terima kasih atas doa, perhatian, dukungan, tumpangan, dan motivasi dalam penyelesaian tugas akhir ini

7. Teruntuk Fatir, Timothy, dan Mas Safaat yang telah banyak membantu dalam penyelesaian tugas akhir ini
8. Rekan satu tim perjuangan tugas akhir penulis Amanda, Ghusti, Wildhan, Yosua, Yusuf, Ghazy dan kawan lainnya dalam susah senang menyelesaikan tugas akhir bersama.
9. Keluarga M59 yang banyak memberikan saya pengalaman berharga selama menempuh pendidikan di Departemen Teknik Mesin
10. Warga laboratorium Metalurgi yang memberikan dukungan dan semangat
11. Seluruh civitas akademika Teknik Mmesin ITS yang baik dan ramah.
12. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan oleh penulis.

Penulis menyadari masih banyak kekurangan dalam penyusunan tugas akhir ini, oleh karena itu saran dan masukan dari semua pihak sangat penulis harapkan. Penulis berharap semoga tugas akhir ini dapat memberikan manfaat dan sumbangsih bagi perkembangan ilmu pengetahuan.

Surabaya, 25 Juli 2020

Penulis

DAFTAR ISI

ABSTRAK	vi
ABSTRACT	viii
KATA PENGANTAR	x
DAFTAR ISI	xii
DAFTAR GAMBAR	xiv
DAFTAR TABEL	xvi
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Batasan Masalah	3
1.5 Manfaat Penelitian	3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Biomaterial dalam Implan Tulang	5
2.2 Implan Logam	6
2.3 <i>Stainless Steel</i> sebagai Material Implan Medis	8
2.4 Total Hip Arthroplasty	9
2.4.1 Desain Implan THA	11
2.5 Finite Element Method	13
2.6 Kegagalan pada Sambungan Tulang Pinggul Buatan	17
2.7 Studi Kasus Kegagalan Femoral Stem	19
BAB 3 METODOLOGI	21
3.1 Alat dan Bahan	21

3.2	Diagram Alir Penelitian	21
3.3	Diagram Alir Simulasi.....	22
3.4	Prosedur Penelitian	24
3.4.1	Geometri Femoral Stem.....	24
3.4.2	Pemodelan Femoral Stem	25
3.4.3	Pemilihan Material.....	26
3.4.4	Meshing Femoral Stem.....	27
3.5	Pembebanan dan Kondisi Batas.....	32
3.5.1	Pembebanan.....	32
3.5.2	Constraints	37
3.6	Perencanaan Penelitian.....	37
3.7	Tahap Validasi dan Evaluasi.....	39
BAB 4	ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN.....	41
4.1	Hasil Simulasi dengan Metode Elemen Hingga	41
4.1.1	Analisis Tegangan Von Mises Maksimum	42
4.2	Pembahasan	62
4.2.1	Pembahasan Analisis Tegangan Von Mises Maksimum 62	
4.2.1	Pembahasan Deformasi Total	70
BAB 5	KESIMPULAN DAN SARAN	75
4.1	Kesimpulan	75
4.2	Saran.....	76
LAMPIRAN.....		77
DAFTAR PUSTAKA.....		78

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Contoh Implan Logam.....	7
Gambar 2.2 Pematangan Tulang Femur dan Pemasangan Hip Joint Prosthesis	10
Gambar 2.3 Bagian Implant Modular Total Hip Arthroplasty.....	11
Gambar 2.4 Dua Jenis Implan THA berdasarkan pemasangannya (a) cemented THA dan [b] cementless THA.....	12
Gambar 2.5 Desain femoral stem yang berbeda pada implan THA modern.	13
Gambar 2.6 Distribusi tegangan von Mises sebagai fungsi dari jari-jari kontak dengan variasi jari-jari celah yang diberikan pada material UHMWPE sebagai acetabular liner	15
Gambar 2.7 Histogram von- Mises stress untuk macam-macam komponen femoral	17
Gambar 2.8 Hasil Radiografi Hip Prosthesis.....	19
Gambar 2.9 Perbesaran Permukaan Patahan	20
Gambar 2.10 Prosthesis yang Patah.....	20
Gambar 3.1 Femoral Stem.....	25
Gambar 3.2 Berbagai macam femoral stem (a) size 3 (b) size 5 (c) size 7 (d) size 9 (e) size 11 (f) femoral head d = 28 mm.....	25
Gambar 3.3 Geometri femoral stem (size 3) pada software ANSYS 18.2	26
Gambar 3.4 (a) Grafik jumlah element mesh terhadap nilai maksimum stress von-mises, (b) Grafik jumlah nodes mesh terhadap nilai maksimum stress von-mises untuk stem size 3	29
Gambar 3.5 Grafik Kualitas Elemen Meshing Stem Size 3.....	29
Gambar 3.6 Hasil Meshing Stem Size 3	30
Gambar 3.7 (a) Grafik jumlah element mesh terhadap nilai maksimum stress von-mises, (b) Grafik jumlah nodes mesh terhadap nilai maksimum stress von-mises untuk stem size 11.....	31
Gambar 3.8 Grafik Kualitas Elemen Meshing Stem Size 11.....	32
Gambar 3.9 Hasil Meshing Stem Size 11	32
Gambar 3.10 Koordinat sistem gaya kontak pada implant kaki kiri....	34
Gambar 3.11 Free body diagram gaya kontak femoral head.....	35
Gambar 3.12 Pemberian load pada hip stem untuk pasien 700 N berjalan normal.	36
Gambar 3.13 Constraint Pemasangan implan.....	37

Gambar 3.14 (a.) Hasil penelitian sebelumnya untuk kasus membungkuk (b.) Hasil penelitian sebelumnya kasus berlutut (c.) Hasil simulasi kasus berjalan.....	40
Gambar 4.1 Hasil Analisa Tegangan Von Mises.....	62
Gambar 4.2 Perbandingan Persebaran Tegangan Stem	63
Gambar 4.3 Distribusi Tegangan Neck bagian Bawah stem size 3	65
Gambar 4.4 Distribusi Tegangan Neck bagian Bawah stem size 11 ...	65
Gambar 4.5 Distribusi Tegangan Neck bagian Atas Stem Size 3	66
Gambar 4.6 Distribusi Tegangan Neck bagian Atas Stem Size 11.....	67
Gambar 4.7 Perbandingan dengan Hasil Simulasi Syifaul Husni pada kasus Berjalan (a.) Hasil penelitian sebelumnya, (b.) Hasil simulasi size 3, (c.) Hasil simulasi size 11	69
Gambar 4.8 Hasil Analisa Deformasi Total.....	72
Gambar 4.9 Perbandingan Offset Kedua Stem (a.) size 3. (b.) size 11 untuk Kasus Pembebanan Berjalan Pasien 900 N.....	73
Gambar 4.10 Hubungan antara Tegangan Von Mises dengan Deformasi Total pada femoral stem.....	74

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Jenis Material dan Aplikasinya	6
Tabel 3.1 Pengukuran tulang femoral orang Nepal dari hasil foto radiografi	24
Tabel 3.2 Macam-macam size Femoral Stem.....	25
Tabel 3.3 Komposisi Kimia Material	26
Tabel 3.4 Mechanical Properties Material (Annealed).....	27
Tabel 3.5 Data Hasil Simulasi Mesh Convergent Test stem size 3	28
Tabel 3.6 Data Hasil Simulasi Mesh Convergent Test stem size 11	30
Tabel 3.7 Spesifikasi aktivitas pasien.....	33
Tabel 3.8 Komponen gaya kontak maksimum yang bekerja pada implant	35
Tabel 3.9 Komponen Gaya Pembebanan	36
Tabel 3.10 Variabel Penelitian	38
Tabel 4.1 Hasil simulasi stem size 3.....	41
Tabel 4.2 Hasil simulasi stem size 11.....	42
Tabel 4.3 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 3 pada kondisi Berjalan.....	43
Tabel 4.4 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 3 pada kondisi Menaiki Tangga	45
Tabel 4.5 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 3 pada kondisi Menuruni Tangga.....	46
Tabel 4.6 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 3 pada kondisi Tersandung	47
Tabel 4.7 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 11 pada kondisi Berjalan.....	49
Tabel 4.8 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 11 pada kondisi Menaiki Tangga	50
Tabel 4.9 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 11 pada kondisi Menuruni Tangga.....	51
Tabel 4.10 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 11 pada kondisi Tersandung.....	52
Tabel 4.11 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 3 pada kondisi berjalan.....	54
Tabel 4.12 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 3 pada kondisi Menaiki Tangga	55

Tabel 4.13 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 3 pada kondisi Menuruni Tangga.....	56
Tabel 4.14 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 3 pada kondisi Tersandung.....	57
Tabel 4.15 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 11 Kondisi Berjalan.....	58
Tabel 4.16 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 11 Kondisi Menaiki Tangga.....	59
Tabel 4.17 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 11 Kondisi Menuruni Tangga.....	60
Tabel 4.18 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 11 Kondisi Tersandung.....	61
Tabel 4.19 Perbandingan Hasil Tegangan Von Mises pada Stem Thickness 10 mm dan 13 mm.....	68
Tabel 4.20 Hasil Deformasi Total Maksimum.....	70
Tabel 4.21 Deformasi Direksional.....	71

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Osteoarthritis (OA) merupakan penyakit sendi degeneratif yang berkaitan dengan kerusakan kartilago sendi. Berdasarkan data dari RISKESDAS 2018, prevalensi OA lutut radiologis di Indonesia cukup tinggi, yaitu 7.3% pada tahun 2018. Degenerasi sendi yang menyebabkan sindrom klinis osteoarthritis muncul paling sering pada sendi tangan, panggul, kaki, dan tulang belakang (spine) meskipun bisa terjadi pada sendi sinovial mana pun (Joewono et al., 2006). Prevalensi kerusakan sendi sinovial ini meningkat seiring dengan bertambahnya usia. Pasien OA biasanya merasakan nyeri pada waktu melakukan aktivitas atau jika ada pembebanan pada sendi yang terdampak OA. Pada derajat yang lebih berat, nyeri dapat dirasakan terus menerus sehingga sangat mengganggu mobilitas pasien (Mandelbaum, 2005). Diperkirakan 1 sampai 2 juta orang usia lanjut di Indonesia menderita cacat karena OA. Oleh karena itu tantangan terhadap dampak OA akan semakin besar karena semakin banyaknya populasi yang berusia lanjut. Kondisi ini seringkali memerlukan tindakan operasi penggantian tulang sendi sebagian pinggul (*hemiarthroplasty*) atau secara keseluruhan yaitu *Total Hip Arthroplasty (THA)*.

Perkembangan dalam ilmu biomaterial berpengaruh dalam perkembangan pembuatan implan untuk menggantikan komponen pada tubuh manusia, salah satunya adalah implan untuk mengganti persendian. Implan yang digunakan diharapkan memiliki 3 syarat yaitu *good mechanical properties*, *good chemical properties*, dan *good biological properties*.

Komponen sambungan tulang pinggul buatan terdiri dari sistem acetabular dan femoral. Dalam sistem acetabular terdiri dari komponen acetabular shell dan acetabular liner, sedangkan pada sistem femoral terdiri dari komponen femoral head dan femoral stem. Pada saat ini material yang banyak digunakan untuk komponen-komponen tersebut kebanyakan adalah acetabular liner menggunakan UHMWPE sedangkan acetabular shell, femoral

head dan femoral stem menggunakan paduan Ti6Al4V, CoCrMo atau stainless steel 316L.

Operasi pemasangan sendi panggul telah banyak dilakukan sejak awal abad ke-21. Hingga tahun 2006 telah tercatat 35.000 implan sendi panggul telah dipasang di negara bagian England dan Wales (Witnness Seminar, 2006). Di Indonesia sendiri operasi pemasangan implan sendi panggul juga meningkat dari tahun ke tahun. Hingga saat ini Indonesia masih harus meng-impor *Hip Prosthesis* guna memenuhi kebutuhan nasional. Namun kendala yang kita ketahui adalah bentuk anatomi tubuh masyarakat Indonesia (Ras Mongoloid) berbeda dengan anatomi tubuh ras lainnya yang ada di dunia. Selain dari segi ukuran, harga implan impor akan jauh lebih mahal dibandingkan dengan diproduksi di dalam negeri. Selain itu, kegagalan *fracture* pada hip prosthesis khususnya pada komponen femoral stem seringkali ditemui pada bagian *neck hip prosthesis*. Oleh karena itu penelitian ini diperlukan guna memodelkan *hip prosthesis* yang sesuai dan tangguh bagi masyarakat Indonesia. Diperlukan adanya simulasi untuk menganalisis performa dari model yang telah dibuat. Salah satu teknik yang sering digunakan untuk simulasi adalah menggunakan finite element method (FEM) atau metode elemen hingga. Analisa menggunakan FEM sangat berguna untuk mengetahui pengaruh dari perubahan parameter seperti beban, kecepatan, geometri, properti material dan lain-lain. Analisa FEM dilakukan karena model *femoral stem* yang cukup kompleks sehingga akan sangat sulit untuk dilakukan perhitungan secara manual. Dengan melakukan simulasi FEM, dapat diketahui apakah *femoral stem* aman digunakan untuk kondisi pembebanan dalam aktivitas sehari-hari.

1.2 Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah pada penelitian tugas akhir ini adalah:

1. Bagaimana model *femoral stem hip prostheses* yang sesuai dengan anatomi orang Indonesia (ras Mongoloid)?

2. Bagaimana *stress distribution femoral stem* dengan model yang sesuai untuk orang Indonesia (ras Mongoloid)?
3. Bagaimana *total deformation femoral stem* dengan model yang sesuai untuk orang Indonesia (ras Mongoloid)?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan penulisan tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Memodelkan *Hip Prostheses* yang sesuai dengan anatomi orang Indonesia (ras Mongoloid)
2. Mengetahui *stress distribution femoral stem* dengan model yang sesuai untuk orang Indonesia (ras Mongoloid).
3. Mengetahui *total deformation femoral stem* dengan model yang sesuai untuk orang Indonesia (ras Mongoloid).

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian kali ini antara lain:

1. Analisis hanya dilakukan pada aspek analisis tegangan akibat pembebanan dan bagian yang dianalisis adalah *femoral stem* dan *femoral head*. Model tulang femur diasumsikan merupakan material yang isotropis dan memiliki garis elastis yang linear. Seluruh pembebanan pada simulasi adalah beban statis.
2. Gaya oleh otot yang bekerja pada hip stem diabaikan
3. Bagian femoral head dan femoral stem dianggap satu kesatuan tanpa kontak sehingga *friction load* dapat diabaikan.
4. Meshing dianggap cukup halus dan mendekati kondisi yang diinginkan.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat penelitian tugas akhir ini adalah

1. Dapat dihasilkan desain femoral stem yang tangguh dan sesuai dengan anatomi orang Indonesia (ras Mongoloid)
2. Dapat digunakan sebagai referensi untuk penelitian selanjutnya
3. Bermanfaat bagi perkembangan ilmu ortopedi.

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Biomaterial dalam Implan Tulang

Biomaterial merupakan material yang mengalami kontak langsung dengan sistem biologis pada makhluk hidup, material tersebut haruslah memiliki karakteristik antara lain tidak memberikan dampak buruk pada tubuh, memiliki ketahanan korosi yang baik, dan memiliki kekuatan yang baik terutama kekuatan fisik dan ketangguhan (Bombac et al., 2007). Pada dasarnya biomaterial digunakan untuk menggantikan atau mengembalikan fungsi dari komponen tulang yang mengalami kegagalan/kerusakan. Sifat biokompatibilitas sangatlah diperhatikan dalam pemilihan biomaterial. Menurut IUPAC (International Union of Pure and Applied Chemistry) biokompatibilitas (biomedical therapy) disebutkan sebagai kemampuan respons host terhadap sebuah aplikasi yang spesifik atau kemampuan kontak dengan jaringan host tanpa menimbulkan efek samping (Williams, 2008). Apabila tidak sesuai dengan tubuh maka material dapat melepaskan ion beracun ke dalam tubuh, serta menyebabkan terjadinya reaksi alergi, atau peradangan dalam tubuh manusia. Sifat ini sangatlah penting pada tubuh manusia karena dapat membuat material dapat digunakan dalam jangka waktu yang lama

Biomaterial dipakai untuk membuat implant dan perangkat (*surgical implants and devices*) yang menggantikan bagian atau fungsi organ tubuh secara aman dan ekonomis (Park et al., 2007). Biomaterial melingkupi semua jenis material mulai dari logam, keramik, polimer, hingga komposit. Tabel 2.1 menunjukkan material yang umum digunakan sebagai biomaterial.

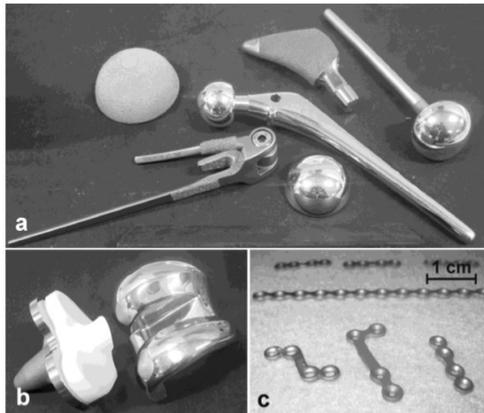
Tabel 2.1 Jenis Material dan Aplikasinya (Hermawan, 2019)

Material	Keunggulan	Kelemahan	Aplikasi
Logam : stainless steel, paduan titanium, paduan kobalt-krom, dsb	Kuat, tangguh, ulet	Non bioaktif	Implan ortopedik, implant gigi, sendi buatan, ring jantung (stent), dsb.
Keramik: zirconia, alumina, bioglass. Hidroksiapatit	Bioaktif, inert	Getas	Implan ortopedik dan gigi
Polimer: nilon, poliakrid, polietilen, polyester, dsb	Bioaktif, elastis	Kurang kuat	Graft pembuluh darah, benang jahit, soket sendi buatan, dsb
Komposit: amalgam, semen tulang diperkuat fiber, dsb	Dibuat khusus	Relatif sukar dibuat	Semen tulang, resin gigi, dsb.

2.2 Implan Logam

Logam untuk alat kesehatan telah mengalami perkembangan pesat semenjak penemuan baja tahan karat (stainless steel) di tahun 1920an. Pembentukan komite FO4 dari ASTM (American society for Testing and Materials) di tahun 1962 telah berperan penting dalam standarisasi sehingga meningkatkan penggunaan biomaterial

logam untuk alat kesehatan. Pada masa awal perkembangan implant logam, salah satu masalah utama yang sering dihadapi ialah korosi dan kekuatan mekanik yang rendah (Sherman, 1912). Masalah korosi teratasi dengan ditemukannya baja tahan karat 18Cr-8Ni dan karenanya mendorong perkembangan dan penggunaan implant logam. Saat ini banyak sekali jenis logam yang telah dipakai untuk material implant. Secara umum terbuat dari paduan stainless steel, paduan Co-Cr, ataupun paduan Ti. Gambar 2.1 menunjukkan beberapa contoh implant berbahan logam



Gambar 2.1 Contoh Implan Logam

(a) implant panggul, bahu dan sikut, (b) implant lutut, (c) plat tengkorak
(Hermawan, 2019)

Material logam seringkali dipilih karena pertimbangan fungsi structural serta sifat ke-inert-an (tidak bereaksi dengan lingkungan). Dalam perkembangannya implant juga diharapkan memiliki bioaktivitas atau biofungsionalitas seperti kompatibel dengan darah (hemokompatibel) dan konduktif dengan tulang, oleh karena itu diperlukan adanya modifikasi pada permukaan implant.

Untuk menjadikannya konduktif dengan tulang misalnya implant dapat dilapisi dengan hidroksiapatit (Habibovic et al., 2002), atau dengan Teflon untuk meningkatkan hemokompatibilitas (Lahann et al, 1999). Perkembangan terbaru biomaterial logam diantaranya logam-logam dengan elemen paduan non-toksik dan bebas alergi (Yang, 2010), dan logam biodegradable berbasis magnesium (Mg) untuk implant dengan fungsi temporer (Hermawan 2018). Implan logam juga diharuskan untuk bersifat non-magnetik dan memiliki rapat masa tinggi agar kompatibel dengan teknik pencitraan resonansi static (MRI) serta nampak dibawah pencitraan X-ray. Kebanyakan static terpapar pada kondisi beban mekanik baik static maupun dinamik yang mengharuskan adanya kombinasi kekuatan dan keuletan yang optimal. Inilah yang menjadikan logam lebih superior dibandingkan polimer dan keramik.

2.3 *Stainless Steel* sebagai Material Implan Medis

Logam adalah material yang sudah lama sekali digunakan dalam prosedur operasi. Korosi logam yang mana memiliki efek yang krusial dan merugikan bagi tubuh manusia telah mendorong banyak penelitian untuk menemukan material yang memiliki ketahanan korosi baik. Saat ini kebanyakan biomaterial logam yang digunakan antara lain stainless steel, titanium dan paduannya, paduan cobalt-chromium , tantalum, niobium, bahkan emas.

Stainless steel seperti AISI 316L telah digunakan dalam dunia ortopedik untuk jangka waktu yang lama. Material ini memiliki beberapa kelebihan seperti harganya yang murah, mechanical properties yang baik, serta proses pengolahan yang mudah. Namun permasalahan mulai muncul dalam beberapa tahun terakhir terkait pengaplikasian implant stainless steel. Salah satunya disebabkan oleh sifat implant stainless steel yang lebih padat, ketidakcocokan kekuatan dan modulus ini mengakibatkan adanya efek *stress shielding* pada tegangan (Brown et al., 1999) dan juga memperlambat proses penyembuhan tulang. Kemudian adanya peristiwa korosi dan wear yang tidak dapat dihindari dapat menyebabkan kepatahan atau kegagalan implant. Peristiwa korosi

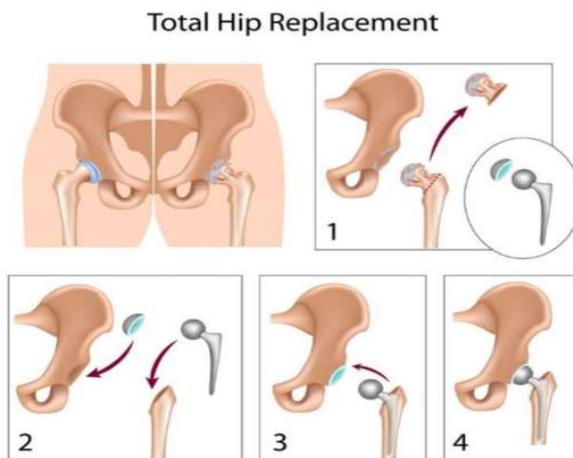
juga dapat berakibat pada larutnya material implant dalam tubuh (Traisnel et al., 1990). Masalah terbesar dapat terjadi ketika ada sebagian ion logam atau serpihan akibat peristiwa korosi terlarut di dalam tubuh (Staffolani et al., 1999). Nikel dan chromium berpotensi menjadi elemen yang berbahaya apabila digunakan sebagai material implant (Pulido, 2003). Ion nikel bersifat sebagai alergen yang mana dapat menyebabkan peradangan pada kulit seperti terjadinya pembengkakan, kemerahan, rasa gatal pada kulit, ataupun reaksi alergi lainnya (Eliades et al., 2004).

Oleh karena ion nikel dari *austenitic stainless steel* memiliki beberapa dampak negative bagi tubuh manusia seperti yang telah dijelaskan diatas, telah dikembangkan *high-nitrogen nickel-free austenitic stainless steel* atau secara umum diketahui sebagai sistem Fe-Cr-Mn-Mo-N yang diharapkan dapat menggantikan peran stainless steel 316L sebagai material implant logam. Nitrogen merupakan elemen pembentuk austenite yang kuat dan dapat menggantikan unsur nikel yang mana bertujuan untuk meningkatkan *mechanical properties* material dan ketahanan korosinya (Lu, 1995). Beberapa ahli mengusulkan untuk adanya larangan penggunaan implant medis yang mengandung unsur nikel di dalamnya karena dapat menimbulkan efek negative bagi tubuh. Oleh karena itu, *high-nitrogen nickel-free austenitic stainless steel* menjadi material yang paling cocok digunakan untuk implant logam. Standar internasional ASTM F2229 dan F2581 seara

2.4 Total Hip Arthroplasty

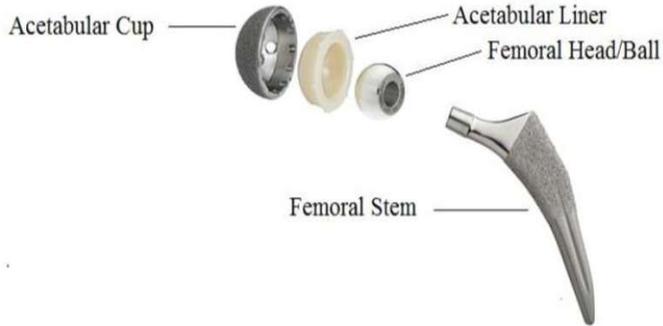
Total Hip Arthroplasty (THA) atau dikenal juga sebagai Total Hip Replacement (THR) adalah prosedur ortopedi untuk menggantikan tulang femoral dan sistem acetabular yang rusak akibat kondisi nekrosis avaskular, dysplasia pada panggul, fraktur, oseteoatrthritis, osteonekrosis, atau rheumatoid arthritis dengan implan buatan. Proses operasinya meliputi pembedahan dengan membuang kepala femur yang rusak dan membuat lubang hemispherical untuk instalasi implan. Gambar 2.2 menunjukkan prosedur pemasangan implan THA. Implan THA terdiri atas sistem

femoral berupa femoral head and femoral stem, dan sistem acetabular berupa acetabular liner dan acetabular shell/cup seperti ditunjukkan pada gambar 2.3 (Holzwarth et al., 2012). Pada saat ini material yang digunakan untuk komponen acetabular liner adalah polimer Ultra High Molecular Weight Poly Ethylene (UHMWPE) sedangkan acetabular shell, femoral head dan femoral stem dapat diproduksi dengan menggunakan stainless steel 316L, paduan cobalt CoCrMo atau paduan titanium Ti6Al4V.



Gambar 2.2 Pematangan Tulang Femur dan Pemasangan Hip Joint Prosthesis (Dovemed.com, 2019)

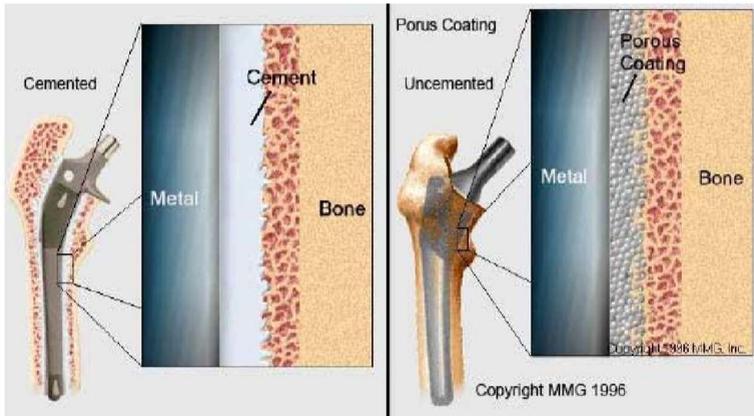
Implant THA pada awalnya di buat dalam sistem monoblock dimana femoral stem dan femoral head menjadi satu, namun dalam perkembangannya sistem modular lebih diminati karena memberikan kemudahan dalam menentukan ukuran femoral head sesuai dengan kondisi pasien. Selain itu peluang untuk prosedur revisi akan lebih mudah dilakukan karena femoral head dan femoral stem dapat lebih mudah dilepaskan dari tulang femur untuk digantikan dengan sistem implan THA yang baru.



Gambar 2.3 Bagian Implant Modular Total Hip Arthroplasty (Derar, 2015)

2.4.1 Desain Implan THA

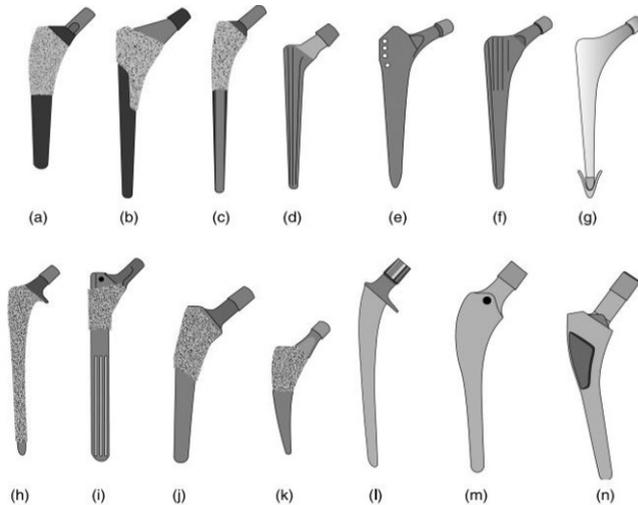
Secara desain pemasangan ada dua tipe implan THA yang digunakan yaitu tipe cemented dan cementless seperti terlihat pada gambar 2.4. Tipe cemented menggunakan bone cement polymethylmethacrylate (PMMA) untuk mengunci femoral stem pada tulang femur dan acetabular shell/cup pada acetabulum. Untuk desain implan THA cemented, maka permukaan femoral stem dan acetabular shell harus dapat dipoles sampai halus untuk menghilangkan munculnya konsentrasi tegangan yang dapat menyebabkan munculnya retak dan kegagalan pada implan (Holzwarth et al., 2012). Sementara tipe implan THA cementless menggunakan coating atau lapisan hydroxyapatite (HA) pada femoral stem dan permukaan luar acetabular liner sehingga diharapkan fiksasi akan terjadi karena tulang akan tumbuh disekitar femoral stem dan acetabular shell dan mengunci posisi implan THA (Affato, 2014).



Gambar 2.4 Dua Jenis Implan THA berdasarkan pemasangannya
 (a) cemented THA dan [b] cementless THA (Chung, 2019)

Pemilihan jenis implan THA berdasarkan pemasangannya dilakukan oleh dokter ortopedi dengan melihat sejarah pasien, umur pasien dan kemungkinan timbulnya komplikasi pasca operasi. Pada kondisi pasien berusia tua (60 tahun keatas), dokter akan lebih memilih menggunakan cemented implan THA dengan pertimbangan kondisi tulang yang makin rapuh dan makin sulitnya proses pertumbuhan tulang, sedangkan jika pasien masih berusia muda, maka implan THA cementless lebih dipilih karena kondisi tulang yang masih bagus, proses pertumbuhan tulang masih berjalan dan ada kemungkinan operasi revisi penggantian sistem implan THA di masa depan (Pericelli et al., 2013).

Implan THA modern umumnya memiliki beberapa jenis desain femoral stem seperti terlihat pada gambar 2.5. Desain femoral stem ini meliputi femoral stem cemented yaitu pada gambar 2.4 d, e, f, g, l, m dan n. Sementara desain femoral stem cementless ada pada gambar 2.3 a, b, c dan h, i, j, k. (Affato, 2014).



Gambar 2.5 Desain femoral stem yang berbeda pada implan THA modern. (a) *single-wedge femoral stem*; (b) desain *double-wedge* atau *metaphyseal-filling*; (c) desain *rounded conical* dengan grit ; (d) desain *rounded conical* ; (e) desain *conical tapered*; (f) desain *stem* tanpa *collar* dengan tiga sumbu *tapered* ; (g) *Loaded-taper* atau *Exeter stem*; (h) desain *stem* dengan lapisan untuk pertumbuhan tulang; (i) desain modular ; (j) stem melengkung; (k) femoral stems pendek/*metaphyseal stems*; (l) desain *prosthesis Müller* ; (m) desain *prosthesis A.n.C.A.* ; (n) desain *prosthesis CLU*. (Affato, 2014)

2.5 Finite Element Method

Metode elemen hingga adalah prosedur numerik untuk memecahkan masalah mekanika kontinum dengan ketelitian yang dapat diterima oleh rekayasawan. Metode elemen hingga dapat digunakan untuk memecahkan berbagai macam masalah. Daerah yang dianalisis dapat mempunyai bentuk, beban, dan kondisi batas yang sembarang. Jaring-jaringnya dapat terdiri atas elemen yang berbeda jenis, bentuk, dan besaran fisiknya. Kemudahan penggunaan berbagai hal tersebut bisa saja tergabung pada suatu

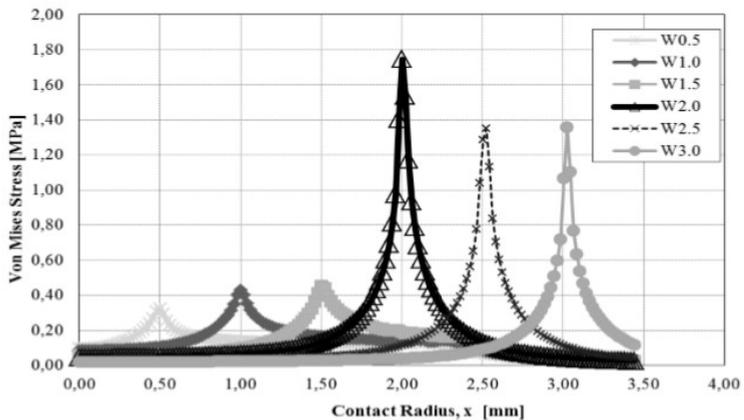
program komputer, yaitu dengan menyiapkan data pemilihan jenis, geometri, kondisi batas, elemen, dan sebagainya. Keunggulan dari metode elemen hingga adalah adanya arti fisik yang cukup dekat antara jaring elemen dengan struktur aktualnya (Cook et al., 1981).

Konsep dasar *finite element analysis* adalah mendiskretisasi atau membagi suatu struktur menjadi bagian-bagian yang lebih kecil yang jumlahnya berhingga, kemudian melakukan analisis gabungan terhadap elemen-elemen kecil tersebut. Nilai pendekatan numerik diperoleh melalui bantuan komputer, sehingga *finite element analysis* bersifat *computer oriented* (Mishra et al., 2009).

Tahap-tahap dasar dalam *finite element analysis* adalah *pre-processing*, yaitu melakukan diskretisasi model menjadi elemen-elemen hingga, dalam bentuk nodal-nodal dan elemen-elemen. Selanjutnya menggabungkan elemen-elemen lokal menjadi solusi global, dan membentuk matriks kekakuan global sekaligus mengaplikasikan kondisi batas, kondisi awal, dan beban-beban yang terjadi. Tahap kedua adalah *processing* atau *solving*, dimana komputer menyelesaikan sejumlah perhitungan aljabar linier atau non linier sesuai kondisi yang diterapkan pada tahap *pre-processing*. Kemudian tahap terakhir adalah *post processing*, yaitu mengorganisasi dan menginterpretasi data hasil perhitungan yang berupa gambar, kurva, atau animasi.

Rifky Ismail, Sugiyanto, dkk (2017) pernah melakukan analisa menggunakan metode elemen hingga yang bertujuan untuk mengetahui pengaruh dari variasi diameter celah yang terdapat pada acetabular liner sendi panggul buatan produk UNDIP terhadap tekanan kontak dan tegangan von Mises telah berhasil dilaksanakan. Penelitian menggunakan software ABAQUS ini memodelkan femoral head sebagai material stainless steel AISI 316L dan acetabular liner dimodelkan menggunakan material UHMWPE. Beban yang diberikan pada kontak femoral head dan acetabular liner ini dimodelkan sebesar 5 N menuju titik pusat acetabular liner dengan variasi diameter celah: 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm, 2,5 mm dan 3 mm. Hasil simulasi dilaporkan bahwa

terdapat konsentrasi tegangan pada tepi celah yang ditandai dengan tingginya contact pressure dan tegangan von Mises pada diameter celah sebesar 2 mm yang nilai maksimumnya mencapai 4 kali dari besar contact pressure dan tegangan von Mises pada diameter celah di bawah 2 mm. Fenomena ini diperkirakan disebabkan karena tepi dari celah berimpit dengan tepi dari jari-jari kontak yang terbentuk pada sistem kontak mekanik femoral head dan acetabular liner. Adanya kenaikan yang dramatis ini dapat mengakibatkan naiknya keausan (*wear*) dan munculnya kemungkinan terjadinya deformasi plastis yang lebih besar pada liner. Rekomendasi yang diberikan pada pemberian celah ini adalah sebaiknya dihindari untuk mengurangi terjadinya wear dan deformasi plastis yang terlalu besar. Dalam kondisi celah tidak dapat dihindari maka diameter celah tidak lebih dari 14% dari diameter femoral head.

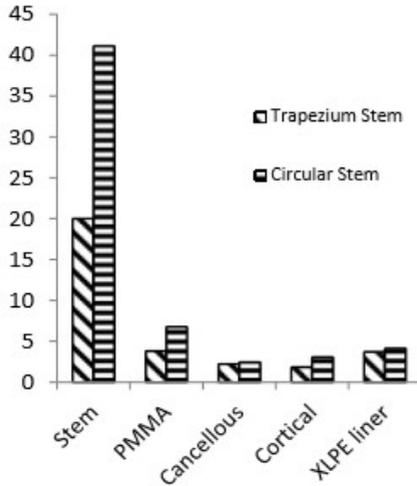


Gambar 2.6 Distribusi tegangan von Mises sebagai fungsi dari jari-jari kontak dengan variasi jari-jari celah yang diberikan pada material UHMWPE sebagai acetabular liner

Shantanu Singh dan A.P Harsha (2016) juga pernah melakukan analisis pada komponen femoral dari *total hip arthroplasty* tipe *cemented* menggunakan metode elemen hingga.

Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui efek dari jenis material pada bagian *femoral stem* serta mengetahui efek dari bentuk penampang *femoral stem*. Untuk jenis material, peneliti membandingkan antara material CoCrMo serta Ti₆Al₄V sedangkan untuk bentuk penampang peneliti membandingkan antara bentuk silindris(bulat) dan trapesoid (trapesium). Pemodelan 3D untuk komponen implan mulai dari *femoral stem*, *femoral head*, *acetabular shield*, hingga *acetabular liner* dilakukan menggunakan software CATIA V5. Setelah komponen di-*assembly* menjadi satu, digunakan software ANSYS 14.0 untuk melakukan simulasi menggunakan metode elemen tak hingga.

Pada penelitian ini dilakukan simulasi untuk kondisi berdiri pada satu kaki saat gerakan berjalan (*single limb stance in gait cycle*) untuk pasien berusia 60 tahun dengan berat badan 600 N dengan mempertimbangkan pula kekuatan otot gluteus minimus, medius dan maximus, dan iliopsoas. Hasil simulasi menunjukkan bahwa femoral stem dengan bentuk penampang trapesium lebih baik daripada bentuk penampang lingkaran. Hal ini dikarenakan femoral stem dengan bentuk penampang trapezium memiliki nilai von mises stress maksimal (20 MPa) yang lebih kecil dibandingkan femoral stem dengan penampang lingkaran (41.11 MPa) pada kondisi pembebanan yang sama. Selain itu femoral stem dengan penampang trapesium juga memiliki *interfacial micro movement* yang lebih rendah dibanding penampang lingkaran. Material yang cocok digunakan untuk implant THA tipe cemented adalah CoCrMo dikarenakan hasil simulasi menunjukkan adanya nilai deformasi yang lebih besar pada femoral stem dengan material Ti₆Al₄V dikarenakan Ti₆Al₄V memiliki nilai kekakuan yang lebih rendah dibandingkan CoCrMo. Pola distribusi tegangan menunjukkan bahwa material yang lebih kaku cenderung terjadi konsentrasi tegangan di daerah ujung distal sedangkan pada material yang lebih tidak kaku konsentrasi tegangan lebih ke bagian ujung proksimal.



Gambar 2.7 Histogram von- Mises stress untuk macam-macam komponen femoral

2.6 Kegagalan pada Sambungan Tulang Pinggul Buatan

Dari perancangan desain sambungan tulang pinggul buatan direncanakan bahwa desain ini akan dapat bertahan rata-rata selama 20 tahun. Tetapi tidak sedikit dari pasien yang dalam beberapa tahun penggunaan sudah merasakan hal yang tidak normal pada sambungan tulang pinggul buatan ini. Berbagai aspek yang dapat mempengaruhi lamanya umur pemakaian sambungan tulang pinggul buatan. Kegagalan yang sering terjadi disebabkan oleh dua aspek yaitu aspek medis dan aspek tribologi.

Aspek medis yang banyak menyebabkan kegagalan sistem sambungan tulang pinggul buatan antara lain:

a. Alergi

Daya tahan dan kekebalan tubuh manusia berbeda-beda. Dalam pemasangan sambungan tulang pinggul buatan harus juga diperhatikan efek dari material penyusun terhadap tubuh pasien.

b. Infeksi

Dalam penanaman sambungan tulannng pinggul sangatlah penting menjaga kehygienisan baik pada alat yang digunakan

maupun sambungan tulang pinggul buatan itu sendiri. Infeksi karena kuman maupun bakteri akan mempercepat kegagalan penanaman sambungan tulang pinggul buatan.

c. Kesalahan pemasangan

Penanaman sambungan tulang pinggul buatan dibutuhkan ketelitian pemasangan yang sangat ekstra. Kesalahan posisi pemasangan akan semakin membuat keausan yang lebih cepat atau mengurangi kestabilan sistem.

Sedangkan aspek tribologi yang ada antara lain:

a. Wear

Wear resistance yang tinggi akan lebih baik digunakan daripada wear resistance yang rendah. Wear akan mempercepat keausan dari head maupun cup. Keausan ini akan menyebabkan ketidakstabilan sistem yang memungkinkan terlepasnya head dari cup. Wear sangat dipengaruhi oleh desain geometri maupun materialnya.

b. Load

Load atau pembebanan dari tubuh akan mempengaruhi kekuatan system artificial hip joint. Femoral stem akan patah atau berubah bentuk jika pembebanan yang diberikan melebihi yield strength dari material femoral stem. Von Mises yang terukur dari hasil analisa akan menunjukkan distribusi tegangan dari femoral stem.

c. Friction

Friction yang tinggi akan menyebabkan cepatnya keausan pada ball bearing. Seperti halnya wear, friction yang tinggi juga menyebabkan ketidakstabilan sistem. Desain geometri dan material sangat berpengaruh terhadap friction. Radial clearance antara head dan cup akan menentukan maksimal atau tidaknya lubrikasi yang bekerja untuk mengurangi friksi ini.

d. Tekanan kontak

Tekanan kontak akan sangat berpengaruh pada lama tidaknya umur dari sambungan tulang pinggul buatan. Distribusi tekanan kontak yang terkonsentrasi akan mempercepat

keausan dari permukaan kontak. Perancangan desain dan material menentukan besar kecilnya tekanan kontak maksimum dan distribusi tekanan kontakannya.

2.7 Studi Kasus Kegagalan Femoral Stem

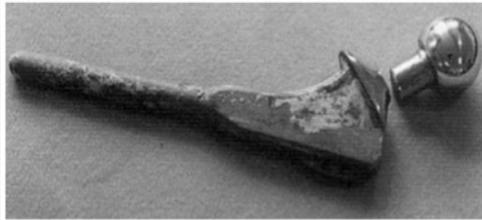
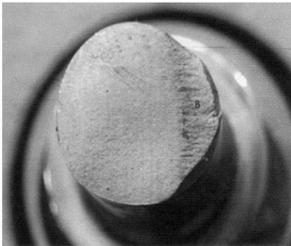
Studi kasus mengenai kegagalan pada *femoral stem* pernah dilakukan oleh Morgan Hough pada tahun 2004 (Morgan-Hough et al., 2004). Seorang pasien berusia 59 tahun dengan berat badan 74 kg dan tinggi badan 1.75 m menjalani operasi THA pada kaki kiri akibat penyakit *osteoarthritis*. Jenis *femoral stem* yang digunakan adalah tipe cementless dengan material stem terbuat dari paduan titanium. Setelah 5 tahun, pasien mengalami rasa sakit yang luar biasa pada pinggul bagian kiri ketika berjalan. Radiografi segera dilakukan dan ternyata ditemukan *femoral stem* mengalami fraktur pada bagian neck seperti pada gambar 2.8. Operasi segera dilakukan dengan mengeluarkan komponen femoral yang patah, komponen *acetabular* tetap dibiarkan dan tidak diganti. *Femoral stem* yang patah kemudian dilakukan analisa metalurgi.



Gambar 2.8 Hasil Radiografi *Hip Prosthesis*

Setelah operasi, pasien diperbolehkan berjalan dengan menggunakan tongkat dan tidak diperbolehkan mengangkat beban selama 6 minggu. Proses pemulihan berjalan dengan lancar dan pasien boleh pulang setelah 17 hari dirawat di rumah sakit.

Gambar detail dari *prosthesis* dapat dilihat pada gambar 2.9 dan 2.10. Pola patahan diamati dibawah mikroskop dan menunjukkan adanya pola patahan kelelahan /fatik pada area B yang ditunjukkan oleh gambar 2.9. *Femoral stem* telah di-coating dengan *hydroxiapatite* pada bagian collar hingga ke ujung *distal* bawah sedangkan bagian proksimal (collar keatas) *tidak di-coating*. Pengecekan komposisi kimia menunjukkan hasil yang memuaskan dimana material *femoral stem* sudah memenuhi standar. Dapat disimpulkan bahwa kegagalan disebabkan karena fatik.



Gambar 2.9 Perbesaran Permukaan Patahan **Gambar 2.10** *Prosthesis* yang Patah

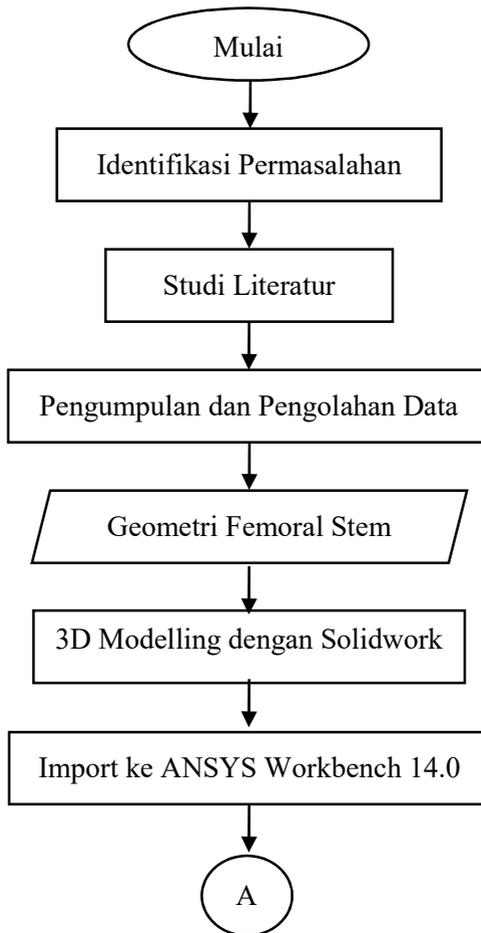
Banyak faktor lainnya yang dapat menyebabkan kegagalan pada *prosthesis* seperti obesitas, aktivitas fisik yang berlebihan, ataupun trauma tertentu yang mana seluruhnya menimbulkan kenaikan beban yang diterima oleh *prosthesis*. Komponen fatik muncul akibat adanya gaya *bending* pada bagian *proximal* yang tidak diberi support, di lain sisi bagian *distal* tertanam secara *fixed* di dalam semen sehingga bersifat *rigid*. Hal inilah yang menimbulkan efek cantilever yang berujung pada kegagalan fatik. Adanya area transisi yang kurang *smooth* dari bagian *neck* ke *body* berujung pada terkonsentrasinya tegangan pada area tersebut. Oleh karena itu diperlukan model femoral stem yang memiliki transisi yang *smooth* dari *neck* ke *body* agar tegangan dapat terdistribusi merata pada bagian *proximal*.

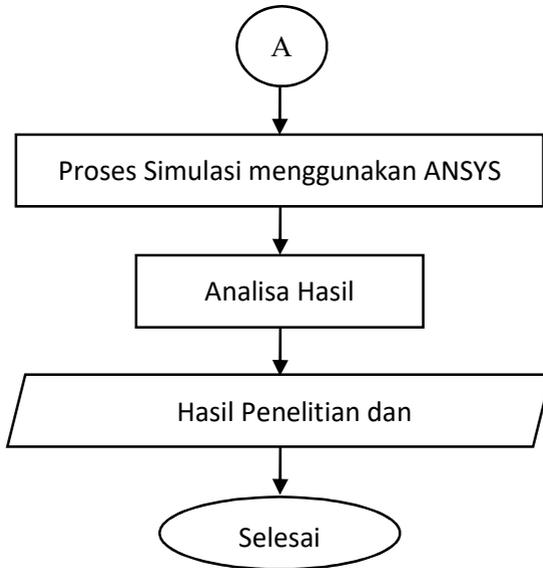
BAB 3 METODOLOGI

3.1 Alat dan Bahan

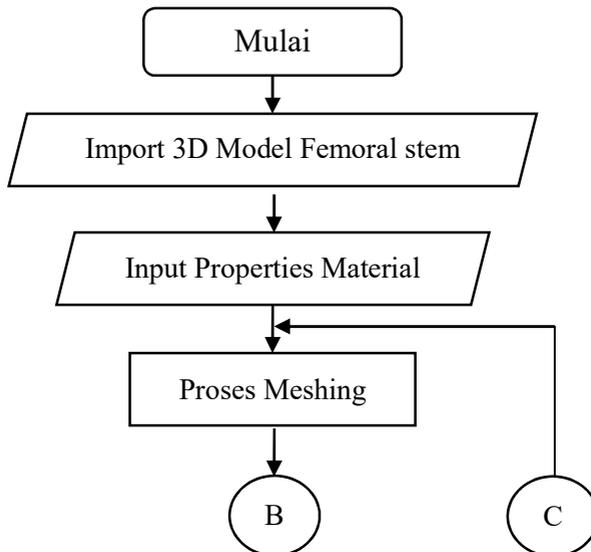
Alat dan bahan dalam penelitian ini antara lain jurnal referensi, laptop, perangkat lunak Solidwork 2018, dan perangkat lunak ANSYS Workbench 18.2.

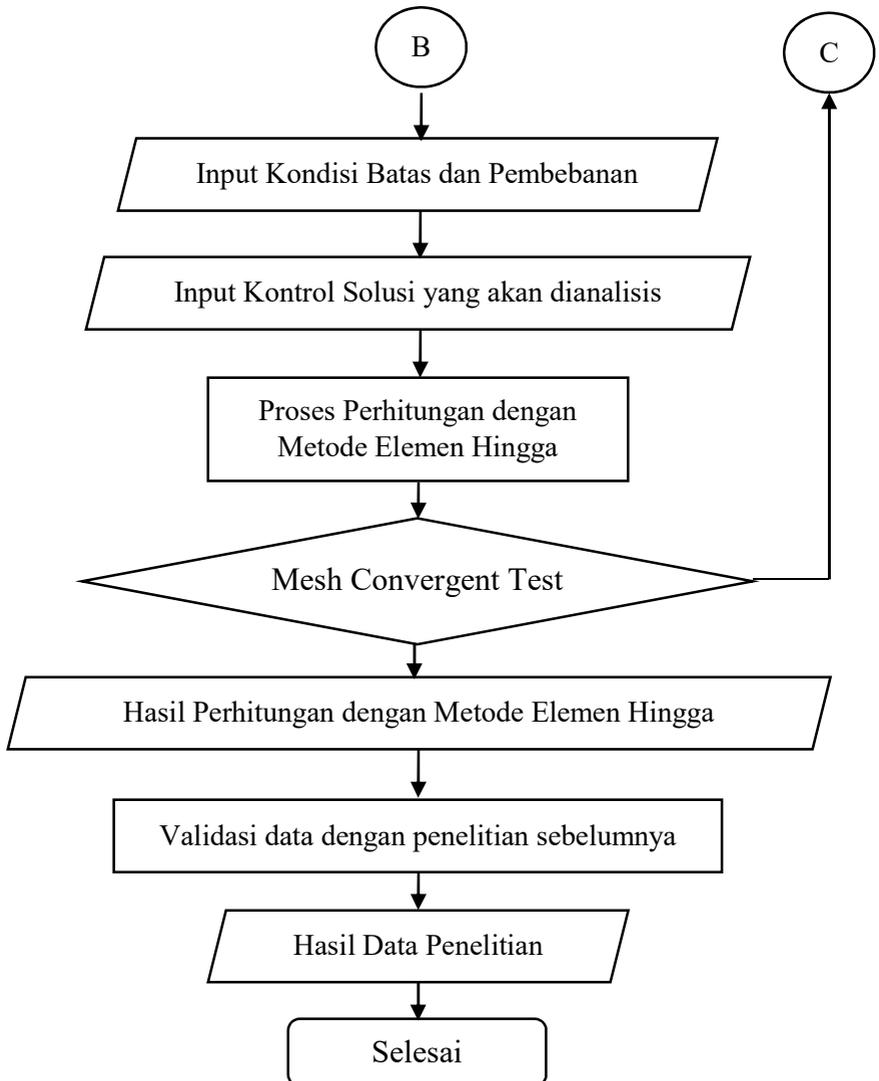
3.2 Diagram Alir Penelitian





3.3 Diagram Alir Simulasi





3.4 Prosedur Penelitian

3.4.1 Geometri Femoral Stem

Penelitian kali ini berfokus pada desain femoral stem tipe *cemented* yang sesuai dengan anatomi tulang Indonesia. Rata-rata orang Indonesia memiliki ukuran tulang paha/ femur yang lebih kecil dibandingkan dengan orang Eropa. Menurut Mishra dkk [26] orang Indonesia memiliki anatomi tulang yang mirip dengan orang Asia (China) dan Nepal yang mana perbandingan ukurannya dengan orang Eropa nampak pada tabel 3.1.

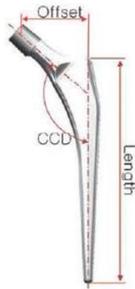
Perbedaan yang signifikan terlihat dari diameter femoral neck yang berbeda sekitar 11 mm. Diameter femoral head juga memiliki perbedaan sekitar 2 mm. Dari data ini maka yang harus menjadi pertimbangan adalah posisi dan panjang dari taper Morse di femoral stem dimana femoral head akan terpasang.

Tabel 3.1 Pengukuran tulang femoral orang Nepal dari hasil foto radiografi (Mishra et al., 2009)

Dimension(n=50)	Average (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)	Standard SD	Western	Asian
Femoral head diameter	44.26	36	50	3.58	46.1	45
Femoral neck diameter (superoinferior)	34.42	26	42	3.30	45.4	31
.Subcapital	31.92	23	39	3.44	29.4	
.Transcervial Basal	41.76	28	49	4.58		
Femoral shaft diameter just above LT	41.08	32	51	4.39		
just below LT	30.94	24	38	2.89		
.7.5 cm below LT	25.98	20	32	2.75		
Extracortical width at isthmus (medio-lateral)	25.48	20	31	2.62		
Endosteal width at Isthmus (Medio-lateral)	10.02	8	15	1.49	12.3	
Isthmus position	101.01	60	160	18.57	113.4	
Neck-shaft Angel	132.260	1180	1500	8.360	124.70	1350

Berdasarkan data di atas, tim dari ITS dan para dokter telah berhasil merumuskan geometri femoral stem yang sesuai dengan anatomi orang Indonesia dengan 3 paramater utama yaitu CCD angle (*centrum-collum-diaphysis angles*), stem length, serta offset.

Desain femoral stem akan tersedia dalam 5 variasi ukuran sebagai berikut



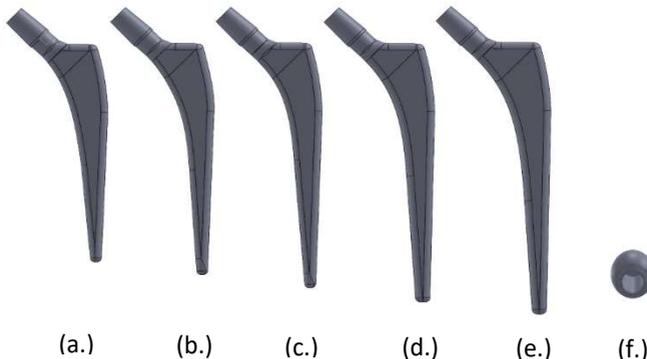
Tabel 3.2 Macam-macam size Femoral Stem

Size	Length (mm)	Offset (mm)	CCD (degree)	Rasp
3	129	39.1	134	3
5	137	40.4		5
7	145	41.9		7
9	153	44.3		9
11	161	46.7		11

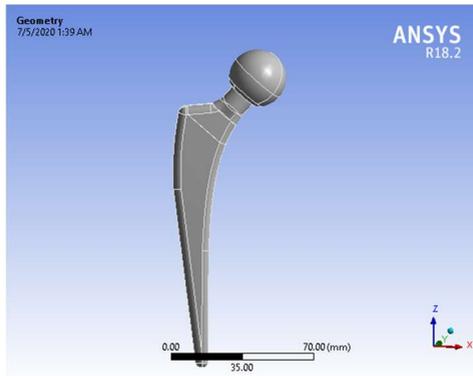
Gambar 3.1 Femoral Stem

3.4.2 Pemodelan Femoral Stem

Proses permodelan menggunakan input data pada tabel 3.2 dan dilakukan dengan menggunakan Solidwork 2018. Setelah selesai nantinya model 3D ini akan di-*import* ke perangkat lunak ANSYS 18.2 untuk dilakukan simulasi pembebanan. Hasil dari pemodelan untuk berbagai ukuran femoral stem serta femoral head ukuran 28 mm dapat dilihat pada gambar di bawah ini.



Gambar 3.2 Berbagai macam femoral stem (a) size 3 (b) size 5 (c) size 7 (d) size 9 (e) size 11 (f) femoral head d = 28 mm



Gambar 3.3 Geometri femoral stem (size 3) pada software ANSYS 18.2

3.4.3 Pemilihan Material

Material yang digunakan pada penelitian kali ini adalah UNS S29225 sesuai standar ASTM F2581 – 12 yang merupakan golongan *high-nitrogen nickel-free austenitic stainless steel*. Material ini dipilih karena ion nikel memiliki efek berbahaya bagi tubuh yang mana dapat menyebabkan reaksi iritasi apabila terlarut di dalam tubuh. Peran ion digantikan dengan penambahan manganese dengan kadar yang hampir sama dengan kadar nikel pada AISI 316L. Penambahan nitrogen berfungsi untuk meningkatkan kekuatan mekanik. Adapun komposisi kimia dan mechanical properties dari material ini memiliki kemiripan dengan *austenitic stainless steel* lainnya yang mana dapat dilihat pada tabel 3.3 dan 3.4 dibawah ini.

Tabel 3.3 Komposisi Kimia Material (ASTM F2581-12)

Element	Composition, % (mass/mass)
Carbon	0.15 to 0.25
Manganese	9.50 to 12.50
Phosphorus	0.020 max
Sulfur	0.010 max
Silicon	0.2 to 0.6
Chromium	16.50 to 18.00
Nickel	0.05 max
Molybdenum	2.70 to 3.70
Nitrogen	0.45 to 0.55
Copper	0.25 max
Iron	balance ^A

Tabel 3.4 Mechanical Properties Material (Annealed) (ASTM F2581-12)

<i>Properties</i>	Unit	UNS S29225
Yield strength	MPa	482
Ultimate tensile strength	MPa	827
Modulus of elasticity	GPa	195
Poisson ratio	-	0.29

3.4.4 Meshing Femoral Stem

Proses meshing dilakukan menggunakan perangkat lunak ANSYS 15.0. Dari hasil mesh, didapatkan jumlah elements dan nodes. Meshing adalah proses pemodelan dari struktur / objek dengan membaginya dalam elemen-elemen kecil yang terhubung oleh titik-titik yang disebut nodal (*nodes*) yang digunakan oleh elemen-elemen tersebut dan sebagai batas dari struktur / objek (Nashrullah, 2016). Ukuran mesh yang terdapat pada suatu obyek akan mempengaruhi ketelitian analisis yang akan dilakukan. Semakin kecil ukuran mesh pada suatu obyek, maka hasil yang akan didapatkan akan semakin teliti namun memerlukan waktu *running* yang lama. Oleh karena itu meshing harus dilakukan dengan jenis dan jumlah elemen yang sesuai dengan kebutuhan. Pada penelitian ini, elemen tipe dispesifikasikan sebagai solid dan tipe mesh yaitu tetrahedron. Pemilihan bentuk mesh tipe tetrahedron memiliki keuntungan karena dapat digunakan pada model geometri yang sangat kompleks (Jo-Yu, 1997).

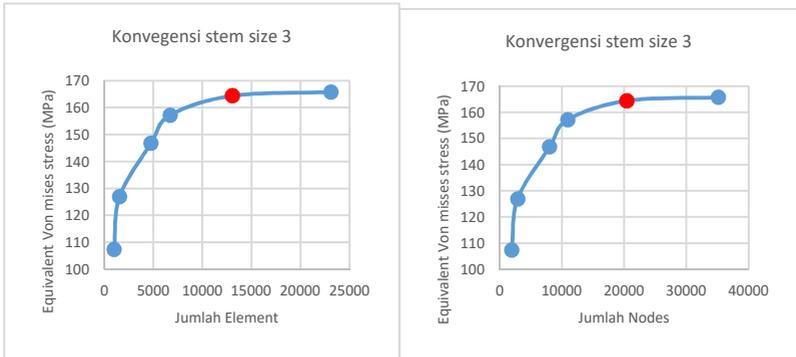
Mesh convergent test merupakan suatu metode pengujian untuk mengetahui jumlah element mesh yang optimal untuk digunakan dalam proses perhitungan dengan metode elemen hingga (menggunakan *software*). Mesh convergent test sangat penting dalam metode elemen hingga, dikarenakan dengan analisa mesh convergent test akan didapatkan jumlah element mesh yang optimal sehingga hasil data yang didapatkan lebih valid dengan

proses perhitungan software yang tidak begitu berat. Proses penambahan jumlah node mesh dan element mesh dengan cara mengatur nilai dari body sizing pada proses meshing. Semakin kecil nilai body sizing yang diberikan, semakin besar nilai jumlah node mesh dan element mesh yang dihasilkan. Pada penelitian ini didapatkan data simulasi untuk Mesh Convergent Test untuk *femoral stem* size 3 dan size 11 berturut-turut seperti pada tabel 3.5 dan tabel 3.6.

Tabel 3.5 Data Hasil Simulasi Mesh Convergent Test stem size 3

Data no.	Nodes	Element	Element Quality	Max Equivalent Von Mises Stress (Mpa)
1	1952	1007	0.44759	107.36
2	2891	1563	0.59072	126.95
3	8033	4764	0.76423	146.8
4	10946	6723	0.77579	157.2
5	20425	13083	0.81349	164.4
6	35103	23123	0.82843	165.74

Data pada tabel 3.5 ini menggunakan kondisi batas kasus berjalan normal dengan berat badan pasien 700 N. Semakin banyak jumlah node mesh dan element mesh yang dihasilkan, semakin baik kualitas mesh yang didapatkan.

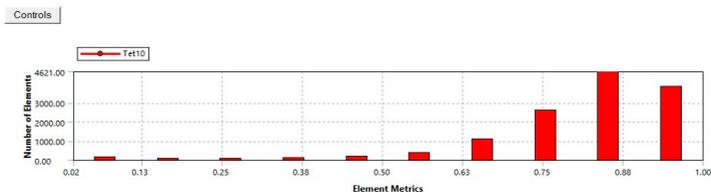


(a.)

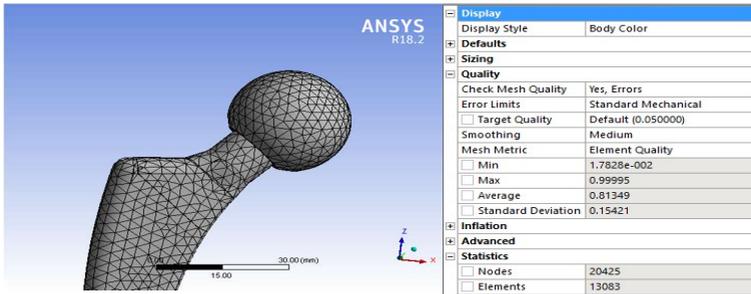
(b.)

Gambar 3.4 (a) Grafik jumlah element mesh terhadap nilai maksimum stress von-mises, (b) Grafik jumlah nodes mesh terhadap nilai maksimum stress von-mises untuk stem size 3

Pada tabel 3.5 didapatkan bahwa data ke-5 memiliki jumlah node dan element mesh yang optimal dan menghasilkan hasil yang akurat dari proses perhitungan dengan metode elemen hingga. Pada gambar 3.4 diperoleh hasil bahwa data ke-5 hingga data ke-6 menghasilkan nilai equivalent stress von-mises maksimum sebesar ± 165 MPa yang dapat dikatakan stabil atau menunjukkan hasil yang konsisten dengan bertambahnya jumlah node mesh dan element mesh. Data ke-5 memiliki kualitas mesh dengan nilai 81.349% dengan bentuk *tetra* (tidak terstruktur). Grafik kualitas mesh dapat dilihat pada gambar 3.5. Oleh karena itu, data ke-5 akan dijadikan sebagai acuan jumlah node dan element mesh dalam melakukan proses perhitungan metode elemen hingga femoral stem size 3.



Gambar 3.5 Grafik Kualitas Elemen Meshing Stem Size 3

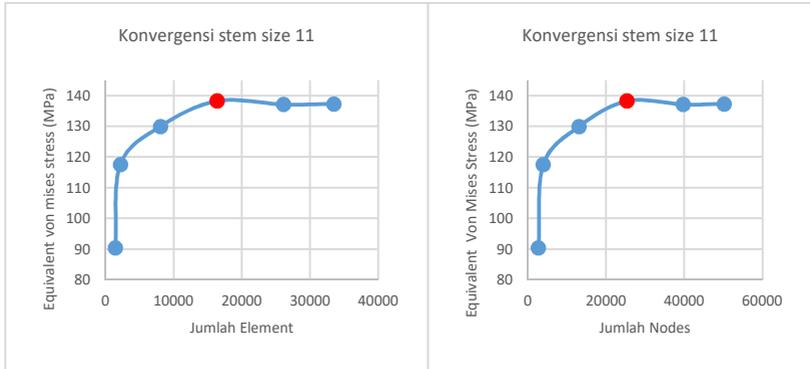


Gambar 3.6 Hasil Meshing Stem Size 3

Mesh convergent test juga dilakukan untuk femoral stem size 11 dimana data convergent dapat dilihat pada tabel 3.6. Data pada tabel 3.6 ini menggunakan kondisi batas kasus berjalan normal dengan berat badan pasien 700 N. Semakin banyak jumlah node mesh dan element mesh yang dihasilkan, semakin baik kualitas mesh yang didapatkan.

Tabel 3.6 Data Hasil Simulasi Mesh Convergent Test stem size 11

Data no.	Nodes	Element	Element Quality	Max Equivalent Von Mises Stress (Mpa)
1	2723	1444	0.57825	90.346
2	3946	2176	0.66119	117.51
3	13095	8029	0.78936	129.94
4	25379	16372	0.81883	138.22
5	39721	26083	0.82964	137.1
6	50236	33483	0.83413	137.25



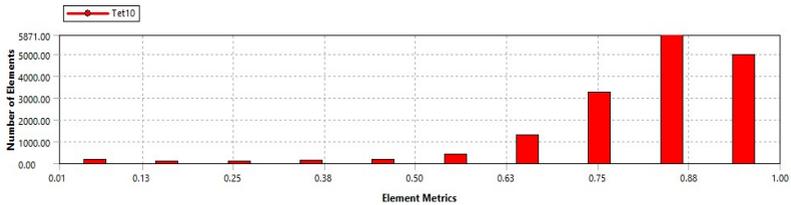
(a.)

(b.)

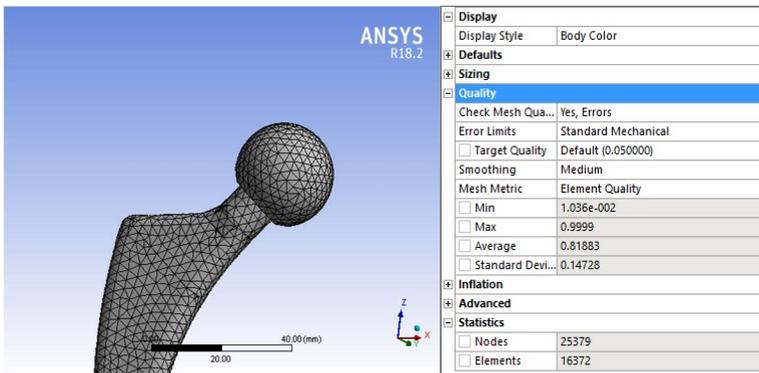
Gambar 3.7 (a) Grafik jumlah element mesh terhadap nilai maksimum stress von-mises, (b) Grafik jumlah nodes mesh terhadap nilai maksimum stress von-mises untuk stem size 11.

Pada tabel 3.6 didapatkan bahwa data ke-4 memiliki jumlah node dan element mesh yang optimal dan menghasilkan hasil yang akurat dari proses perhitungan dengan metode elemen hingga . Pada gambar 3.7 diperoleh hasil bahwa data ke-4 hingga data ke-6 menghasilkan nilai equivalent stress von-mises maksimum sebesar ± 138 MPa yang dapat dikatakan stabil atau menunjukkan hasil yang konsisten dengan bertambahnya jumlah node mesh dan element mesh. Data ke-4 memiliki kualitas mesh dengan nilai 81.883% dengan bentuk *tetra* (tidak terstruktur). Grafik kualitas mesh dapat dilihat pada gambar 3.8. Oleh karena itu, data ke-4 akan dijadikan sebagai acuan jumlah node dan element mesh dalam melakukan proses perhitungan metode elemen hingga femoral stem size 11.

Controls



Gambar 3.8 Grafik Kualitas Elemen Meshing Stem Size 11



Gambar 3.9 Hasil Meshing Stem Size 11

3.5 Pembebanan dan Kondisi Batas

3.5.1 Pembebanan

Pada penelitian kali ini, terdapat tiga variasi pasien dengan asumsi berat badan (BW) 700, 800, dan 900 N. Proses pembebanan mengacu pada jurnal penelitian sebelumnya oleh Bergman et al (2001) dengan judul *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. Jenis aktivitas pasien pada penelitian ini terbatas pada 3 aktivitas yaitu berjalan normal, menaiki dan menuruni tangga, serta tersandung. Detail keempat aktivitas data dilihat pada tabel 3.7

Tabel 3.7 Spesifikasi aktivitas pasien (Bergmann et al., 2001)

Aktivitas	Deskripsi
Berjalan normal	Berjalan pada tanah datar dengan kecepatan rata-rata 4 km/h
Menaiki tangga	Tinggi anak tangga 17 cm, tidak terdapat pegangan tangan
Menuruni tangga	Tinggi anak tangga 17 cm, tidak terdapat pegangan tangan
Tersandung	Tersandung ketika menaiki anak tangga

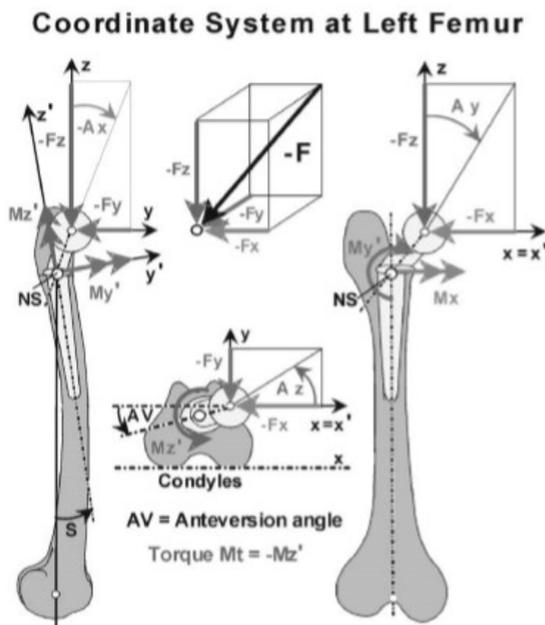
3.5.1.1 Orientasi implan di dalam tulang

Pemasangan implan memiliki orientasi tertentu ketika disambungkan dengan tulang femur pasien yang mana dapat dilihat pada gambar 3.10. Penelitian sebelumnya menemukan bahwa tidak didapatkan perbedaan sudut anteversi (AV) leher femur pada laki-laki dan perempuan pada Orang Indonesia. Rata-rata sudut anteversi leher femur populasi Indonesia adalah 11.60° sampai dengan 14.83° (Aulia, 2013). Pada penelitian ini diambil nilai tengah dari range tersebut yaitu 13.2° . Sedangkan untuk sudut antara sumbu implan dengan sumbu tulang femur sebesar 4.5° . Pada *frontal plane* sumbu stem z' tidak benar-benar berhimpitan dengan sumbu tulang femoral z, terdapat sudut 1° hingga 2° yang mana dapat diabaikan (Bergmann et al., 1993). Orientasi implan dilakukan di SOLIDWORK 2018, diamsumsikan pemasangan implan untuk kaki kiri

3.5.1.2 Besar dan arah gaya kontak yang bekerja

Gaya akibat berat tubuh yang diterima oleh pinggul akan diteruskan menuju head implan. Tentunya besar dan arah resultan gaya kontak yang diterima implan akan berbeda-beda untuk setiap jenis aktivitas yang dilakukan. Secara umum, FBD gaya kontak dapat dilihat pada gambar 3.11. Besarnya gaya kontak maksimal yang dialami implan pinggul saat berbagai macam aktivitas mengacu pada penelitian Bergmann et al (2001) pada 4 orang

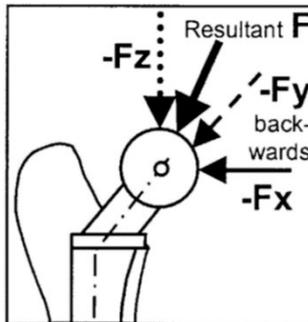
pasien yang mana gaya kontak yang bekerja diasumsikan proportional terhadap berat badan (BW). Gaya kontak maksimal yang terjadi pada suatu waktu untuk setiap aktivitas diasumsikan sebagai gaya statis maksimal yang akan digunakan untuk analisa pada penelitian kali ini. Pada penelitian kali ini mengambil subjek representatif yang merupakan rata – rata dari keempat pasien pada penelitian Bergman et.al. Besar dan arah gaya kontak maksimal (*resultant force F*) untuk setiap aktivitas dijabarkan kedalam koordinat x,y,dan z yang dapat dilihat pada tabel 3.8 dengan pusat koordinat berada pada pusat *femoral head*. Besarnya gaya kontak untuk setiap aktivitas diambil dari gaya terbesar yang diterima oleh *hip joint* pada saat melakukan aktivitas tersebut pada waktu tertentu.



Gambar 3.10 Koordinat sistem gaya kontak pada implant kaki kiri (Bergmann et al., 2001)

Tabel 3.8 Komponen gaya kontak maksimum yang bekerja pada implan (Bergmann et al., 2001)

Aktivitas	Beban Maksimal (%BW)	-Fx (%BW)	-Fy (%BW)	-Fz (%BW)
Berjalan normal	238	56	36	232
Menaiki tangga	251	60	60	236
Menuruni tangga	260	52	36	252
Tersandung	720	230	78	678



Gambar 3.11 Free body diagram gaya kontak femoral head

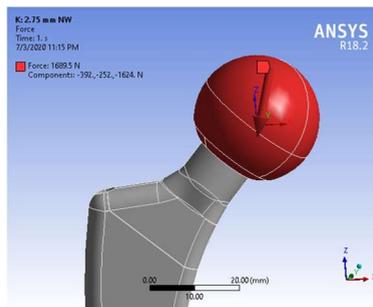
Dari data pada tabel 3.8 besarnya resultan gaya maksimal yang bekerja untuk setiap aktivitas dijabarkan menjadi komponen-komponen gaya searah sumbu x,y, dan z pada penelitian sebelumnya (Bergmann et al., 2001) yang mana dalam kasus ini mengikuti persamaan

$$F_{resultant} = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2}$$

Data tersebut kemudian digunakan untuk pembebanan *hip stem* dengan input variable berat pasien yang dapat dilihat pada tabel dibawah ini

Tabel 3.9 Komponen Gaya Pembebanan

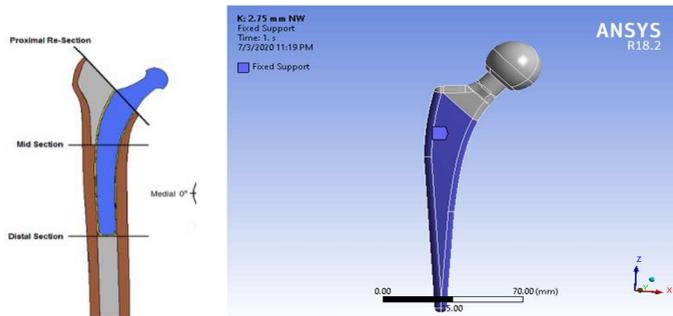
Aktivitas	Berat Pasien (N)	Beban maksimal hip joint (N)	-Fx (N)	-Fy (N)	-Fz (N)
Berjalan normal	700	1666	392	252	1624
	800	1904	448	288	1856
	900	2142	504	324	2088
Menaiki tangga	700	1757	420	420	1652
	800	2008	480	480	1888
	900	2259	540	540	2124
Menuruni tangga	700	1820	364	252	1764
	800	2080	416	288	2016
	900	2340	468	324	2268
Tersandung	700	5040	1610	546	4746
	800	5760	1840	624	5424
	900	6480	2070	702	6102



Gambar 3.12 Pemberian load pada hip stem untuk pasien 700 N berjalan normal.

3.5.2 Constraints

Kondisi batas penelitian ini didasarkan pada keadaan riil pemasangan implant pada tulang femur. Umumnya implan akan dipasangkan pada femur seperti pada gambar 3.13, sehingga bagian bawah dari stem akan terbenam di dalam tulang dan diberi lapisan semen. Pada penelitian kali ini analisa difokuskan pada femoral stem, dengan asumsi keadaan semen dan tulang sempurna sehingga kegagalan akan muncul di femoral stem. Oleh karena itu bagian yang terbenam di dalam semen dapat diasumsikan sebagai fixed support seperti pada gambar 3.13



Gambar 3.13 Constraint Pemasangan implan

3.6 Perencanaan Penelitian

Perencanaan penelitian ini dibuat untuk memastikan bahwa desain yang telah dibuat mampu digunakan untuk aktivitas sehari-hari khususnya berjalan, menaiki, dan menuruni tangga. Variabel yang digunakan dalam penelitian ini antara lain ukuran stem (terbesar dan terkecil), jenis kegiatan, serta berat pasien. Variabel ini ditampilkan dalam Tabel 3.10.

Tabel 3.10 Variabel Penelitian

Berat Pasien BW (N)	Jenis Kegiatan	Size stem
700	Berjalan	3
		11
	Menuruni tangga	3
		11
	Menaiki tangga	3
		11
	Tersandung	3
		11
800	Berjalan	3
		11
	Menuruni tangga	3
		11
	Menaiki tangga	3
		11
	Tersandung	3
		11
900	Berjalan	3
		11
	Menuruni tangga	3
		11
	Menaiki tannga	3
		11
	Tersandung	3
		11

Perencanaan penelitian dalam tabel di atas diterapkan untuk material UNS S29225. Pada penelitian ini, *solution control* yang digunakan adalah *equivalent von mises stress* dan *total deformation*. Data yang akan dianalisa berupa besar dan lokasi tegangan serta besarnya deformasi total.

Analisis tegangan Von-Mises merupakan suatu teori kegagalan dalam memprediksi keamanan dari suatu material yang digunakan dalam konstruksi. Pada penelitian ini, analisis tegangan Von-Mises digunakan untuk mengetahui keamanan dari material yang digunakan pada *femoral stem*. Hasil dari simulasi ini pada akhirnya akan dibandingkan dengan standarisasi ASTM F2581 – 12 mengenai material. Diharapkan tegangan von-mises maksimum yang terjadi tidak melebihi kekuatan yield material agar dikatakan aman. Teori kegagalan *von mises* dipilih karena teori tersebut yang paling cocok digunakan untuk material *ductile*. Material *ductile* cenderung paling lemah terhadap regangan geser, dan teori *von mises* melakukan analisa berdasarkan energi regangan geser yang membuat material berdeformasi.

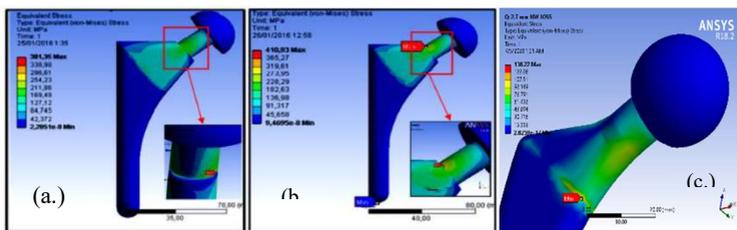
3.7 Tahap Validasi dan Evaluasi

Proses validasi dilakukan dengan mengacu pada jurnal referensi terkait penelitian serupa. Mahmut Pekedis et al. pada tahun 2011 membandingkan ketahanan fatik pada 8 buah *hip stem* melalui metode eksperimen dan numeric. Hasilnya menunjukkan bahwa hasil metode numerik tidak jauh berbeda dari hasil eksperimen, terutama melalui metode elemen hingga. Oleh karena itu metode numerik dapat digunakan sebagai pendekatan untuk memecahkan kasus eksperimen, terutama untuk kasus biomekanik karena melibatkan jaringan dan organ tubuh makhluk hidup yang sangat susah bahkan tidak bisa untuk dilakukan penelitian secara eksperimental .

Penyelesaian eksak dari persamaan-persamaan numerik mungkin dilakukan secara analitis. Namun demikian metode analitis sangat terbatas untuk geometri yang sederhana. Dalam banyak kasus, geometri yang dianalisis sering kali kompleks

(rumit), seperti bentuk tulang paha manusia dan implant femur, sehingga diperlukan metode numerik untuk penyelesaiannya seperti yang dilakukan dalam tugas akhir ini.

Jurnal referensi yang digunakan untuk evaluasi adalah milik Syifaul Huzni et al. pada tahun 2016. Penelitian yang dilakukan oleh Syifaul Huzni, et al. pada tahun 2017 terkait analisa distribusi tegangan pada *hip stem* dalam kegiatan berlutut dan membungkuk (Huzni, 2017). Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi tingkat keamanan dari desain yang telah dibuat berdasarkan anatomi tulang orang Indonesia. Pemodelan dan simulasi dikerjakan menggunakan perangkat lunak ANSYS 14.0. *Hip stem* didesain dengan panjang 140 mm, serta diameter *ball head* 38 mm. Hasil simulasi pada penelitian kali ini menunjukkan bahwa adanya konsentrasi tegangan yang tinggi pada bagian *neck* bawah dari *hip prosthesis* dekat dengan bagian *fixed support* seperti yang dapat dilihat pada gambar 3.14(c). Hal ini sesuai dengan penelitian yang dilakukan oleh Syifaul Huzni et al. yang mana juga terdapat konsentrasi tegangan pada daerah *neck hip prosthesis* seperti dapat dilihat pada gambar 3.14.



Gambar 3.14 (a.) Hasil penelitian sebelumnya untuk kasus membungkuk (b.) Hasil penelitian sebelumnya kasus berlutut (c.) Hasil simulasi kasus berjalan

Dapat diamati adanya perbedaan nilai *equivalent von mises stress* yang timbul, hal ini cukup wajar karena terdapat perbedaan dalam hal geometri *hip prosthesis* serta jenis aktivitas yang dilakukan antara penelitian Syifaul Huzni et al. dengan penelitian ini.

BAB 4 ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

Pemodelan dan simulasi *assembly* yang terdiri dari *femoral stem* dan *femoral head* telah dilakukan sesuai dengan metode pada bab sebelumnya dengan menggunakan material *high-nitrogen nickel-free austenitic stainless steel (UNS 29225)*. dengan pembebanan static pada kegiatan berjalan normal, menaiki tangga, menuruni tangga, serta tersandung. Simulasi dilakukan secara statis. Beban yang digunakan divariasikan untuk pasien dengan berat badan 700 N, 800 N, dan 900 N. Pembebanan diberikan untuk kondisi pasien berjalan dengan kecepatan normal, menaiki dan menuruni tangga, serta tersandung. Hasil keluaran dari simulasi keseluruhan berupa nilai tegangan *von mises* dan deformasi total yang disertai distribusi persebarannya berupa gambar.

4.1 Hasil Simulasi dengan Metode Elemen Hingga

Berdasarkan hasil simulasi *hip prosthesis*, didapatkan data tegangan maksimum *von mises* dan *total deformation* seperti yang dapat dilihat pada tabel 4.1 dan 4.2 masing-masing untuk stem size 3 dan size 11.

Tabel 4.1 Hasil simulasi stem size 3

BW(N)	Aktivitas	Von mises (MPa)	Total Deformasi (mm)
700	Berjalan normal	164.4	0.03948
	Menaiki tangga	179.14	0.04593
	Menuruni tangga	183.91	0.04484
	Tersandung	409.42	0.09512
800	Berjalan normal	187.88	0.04512
	Menaiki tangga	204.73	0.05249
	Menuruni tangga	210.18	0.05124
	Tersandung	467.91	0.10871
900	Berjalan normal	211.37	0.05071

	Menaiki tangga	230.32	0.05935
	Menuruni tangga	236.45	0.05765
	Tersandung	526.4	0.1223

Tabel 4.2 Hasil simulasi stem size 11

BW(N)	Aktivitas	Von mises (MPa)	Total Deformasi (mm)
700	Berjalan normal	138.22	0.0487
	Menaiki tangga	165.81	0.05877
	Menuruni tangga	176.78	0.05503
	Tersandung	323.56	0.11645
800	Berjalan normal	157.97	0.05565
	Menaiki tangga	189.49	0.06717
	Menuruni tangga	196.32	0.06261
	Tersandung	369.79	0.13308
900	Berjalan normal	177.72	0.06261
	Menaiki tangga	213.18	0.07557
	Menuruni tangga	220.67	0.07102
	Tersandung	416.01	0.1497

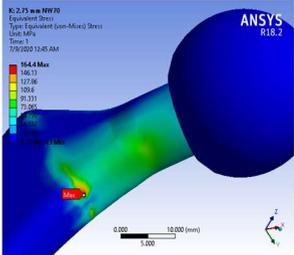
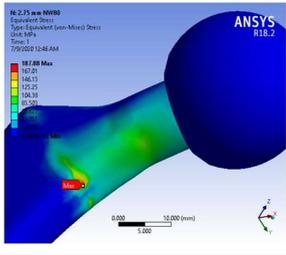
4.1.1 Analisis Tegangan Von Mises Maksimum

Von mises (1913) menyatakan bahwa akan terjadi luluh bilamana invarian kedua deviator tegangan J2 melampaui harga kritis tertentu. Dengan kata lain luluh akan terjadi pada saat energi distorsi atau energi regangan geser dari material mencapai suatu nilai kritis tertentu. Secara sederhana dapat dikatakan bahwa energi distorsi adalah bagian dari energi regangan total per unit volume yang terlibat di dalam perubahan bentuk. Dalam kasus ini, material dikatakan mulai luluh ketika tegangan von Mises mencapai nilai kritis yang diketahui sebagai yield strength material.

4.1.1.1 Stem Size 3

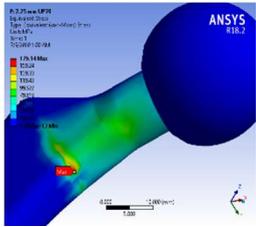
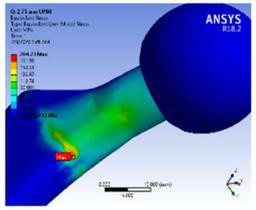
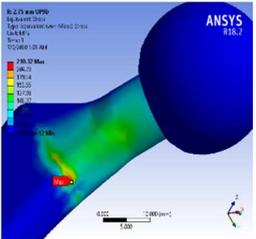
Sesuai dengan kriteria kegagalan von mises dimana tegangan *von mises* yang terjadi tidak boleh melebihi *yield strength* material agar *femoral stem* dapat dikatakan aman untuk kondisi pembebanan tertentu. Hasil analisa *equivalent von mises stress* untuk *femoral stem* ukuran 3 dapat dilihat pada tabel berikut ini.

Tabel 4.3 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem *size* 3 pada kondisi Berjalan

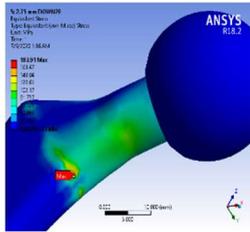
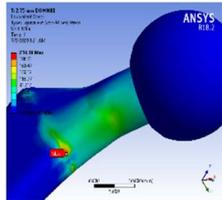
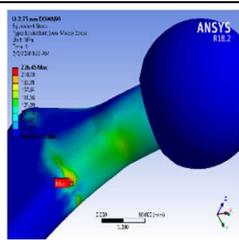
Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Von mises (MPa)	164.4	
	Faktor Keamanan	2.93	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
	Analisa	Aman	
800	Von mises (MPa)	187.88	
	Faktor Keamanan	2.56	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
	Analisa	Aman	

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
900	Von mises (MPa)	211.37	
	Faktor Keamanan	2.28	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
			Aman

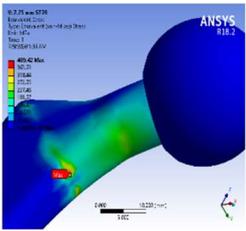
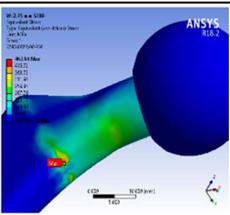
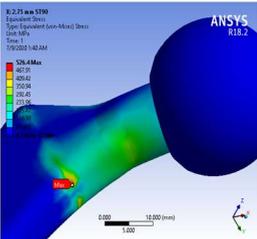
Tabel 4.4 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 3 pada kondisi Menaiki Tangga

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Von mises (MPa)	179.14	
	Faktor Keamanan	2.69	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
		Aman	
800	Von mises (MPa)	204.73	
	Faktor Keamanan	2.35	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
		Aman	
900	Von mises (MPa)	230.32	
	Faktor Keamanan	2.09	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
		Aman	

Tabel 4.5 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 3 pada kondisi Menuruni Tangga

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan	
700	Von mises (MPa)	183.91		
	Faktor Keamanan	2.62		
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>		
	Analisa	Aman		
800	Von mises (MPa)	210.18		
	Faktor Keamanan	2.29		
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>		
	Analisa	Aman		
900	Von mises (MPa)	236.45		
	Faktor Keamanan	2.04		
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>		
	Analisa	Aman		

Tabel 4.6 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 3 pada kondisi Tersandung

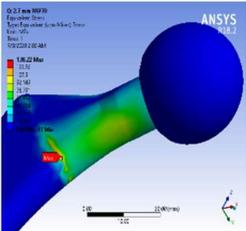
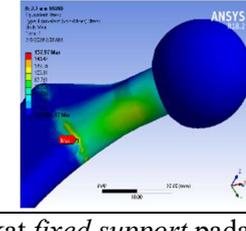
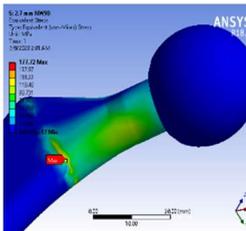
Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Von mises (MPa)	409.42	
	Faktor Keamanan	1.17	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial</i> .	
	Analisa	Tidak aman	
800	Von mises (MPa)	467.91	
	Faktor Keamanan	1.03	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial</i> .	
	Analisa	Tidak aman	
900	Von mises (MPa)	526.4	
	Faktor Keamanan	0.91	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial</i> .	
	Analisa	Tidak aman	

Setelah melakukan proses perhitungan dengan metode elemen hingga, didapatkan data tegangan von mises maksimum seperti yang tercantum pada tabel 4.3 hingga 4.6. Dari data pada tabel 4.3 hingga 4.6 dapat diamati bahwa *femoral stem size 3* yang terbuat dari material UNS S29225 tergolong aman untuk digunakan dalam keadaan pembebanan aktivitas normal sehari-hari seperti berjalan, menaiki tangga, dan menuruni tangga. Hal ini disebabkan nilai faktor keamanan lebih dari 2 yang mana sesuai dengan kriteria Mott (2003). Mott mengatakan bahwa untuk sebuah benda yang terekspos pada pembebanan dinamik dengan kepastian data rata-rata harus memiliki faktor keamanan minimal 2. Sedangkan untuk pembebanan statik dan data yang akurat benda boleh memiliki faktor keamanan minimal 1.25. Oleh karena itu, dalam kasus pembebanan dalam keadaan pasien tersandung, untuk *stem size 3* dengan berat badan 700 N hingga 900 N tergolong tidak aman karena memiliki faktor keamanan kurang dari 2. Bahkan untuk kasus tersandung dengan berat pasien 900 N besarnya tegangan *von mises* yang terjadi lebih besar daripada tegangan luluh material, yang mana akan berakibat pada terjadinya deformasi plastis pada *femoral stem* dan berujung pada kegagalan sehingga diperlukannya proses operasi penggantian *femoral stem*.

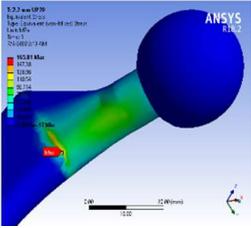
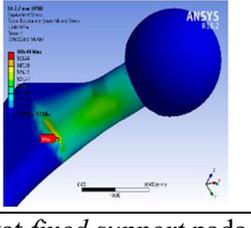
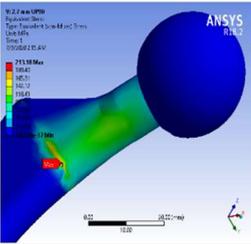
4.1.1.2 Stem Size 11

Sesuai dengan kriteria kegagalan von mises dimana tegangan *von mises* yang terjadi tidak boleh melebihi *yield strength* material agar *femoral stem* dapat dikatakan aman untuk kondisi pembebanan tertentu.

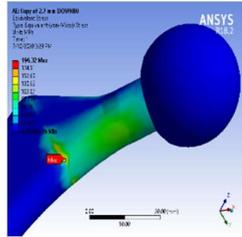
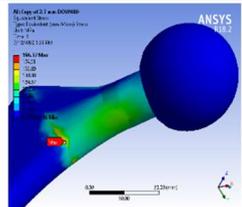
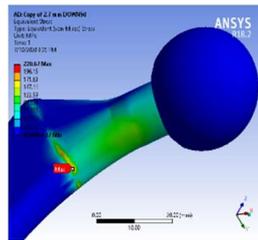
Tabel 4.7 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 11 pada kondisi Berjalan

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Von mises (MPa)	138.22	
	Faktor Keamanan	3.48	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
	Analisa	Aman	
800	Von mises (MPa)	157.97	
	Faktor Keamanan	3.05	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
	Analisa	Aman	
900	Von mises (MPa)	177.72	
	Faktor Keamanan	2.71	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>	
	Analisa	Aman	

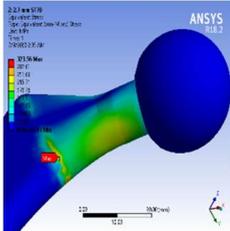
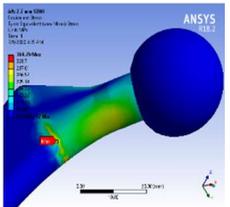
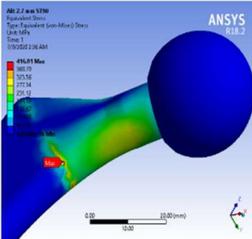
Tabel 4.8 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 11 pada kondisi Menaiki Tangga

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Von mises (MPa)	165.81	
	Faktor Keamanan	2.9	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i> Aman	
800	Von mises (MPa)	189.49	
	Faktor Keamanan	2.54	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i> Aman	
900	Von mises (MPa)	213.18	
	Faktor Keamanan	2.26	
	Area Konsentrasi Analisa	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i> Aman	

Tabel 4.9 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 11 pada kondisi Menuruni Tangga

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan	
700	Von mises (MPa)	176.78		
	Faktor Keamanan	2.72		
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>		
	Analisa	Aman		
800	Von mises (MPa)	196.32		
	Faktor Keamanan	2.45		
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>		
	Analisa	Aman		
900	Von mises (MPa)	220.67		
	Faktor Keamanan	2.18		
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i>		
	Analisa	Aman		

Tabel 4.10 Hasil Analisis Tegangan Maksimum Von Mises Stem size 11 pada kondisi Tersandung

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Von mises (MPa)	323.56	
	Faktor Keamanan	1.48	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i> dan <i>medial-anterior</i> .	
	Analisa	Tidak aman	
800	Von mises (MPa)	369.79	
	Faktor Keamanan	1.3	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i> dan <i>medial-anterior</i> .	
	Analisa	Tidak aman	
900	Von mises (MPa)	416.01	
	Faktor Keamanan	1.15	
	Area Konsentrasi	<i>Stem body</i> dekat <i>fixed support</i> pada sisi <i>medial-posterior</i> dan <i>medial-anterior</i> .	
	Analisa	Tidak aman	

Setelah melakukan proses perhitungan dengan metode elemen hingga, didapatkan data tegangan von mises maksimum seperti yang tercantum pada tabel 4.7 hingga tabel 4.10. Dari data pada tabel 4.4 hingga 4.10 dapat diamati bahwa *femoral stem size 11* yang terbuat dari material UNS S29225 tergolong aman untuk digunakan dalam keadaan pembebanan aktivitas normal sehari-hari seperti berjalan, menaiki tangga, dan menuruni tangga. Hal ini disebabkan nilai faktor keamanan lebih dari 2 yang mana sesuai dengan kriteria Mott (2003). Mott mengatakan bahwa untuk sebuah benda yang terekspos pada pembebanan dinamik dengan kepastian data rata-rata harus memiliki faktor keamanan minimal 2. Sedangkan untuk pembebanan statik dan data yang akurat benda boleh memiliki faktor keamanan minimal 1.25. Oleh karena itu, dalam kasus pembebanan dalam keadaan pasien tersandung, untuk *stem size 11* dengan berat badan 700 N hingga 900 N tergolong tidak aman karena memiliki faktor keamanan kurang dari 2. Bahkan untuk kasus tersandung dengan berat pasien 900 N besarnya tegangan *von mises* yang terjadi mendekati tegangan luluh material, yang mana akan sangat berpotensi terjadi deformasi plastis pada *femoral stem* dan berujung pada kegagalan sehingga diperlukannya proses operasi penggantian *femoral stem*.

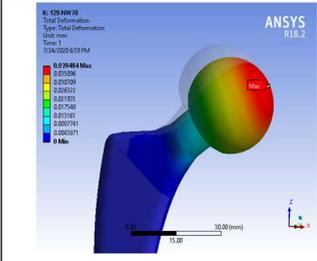
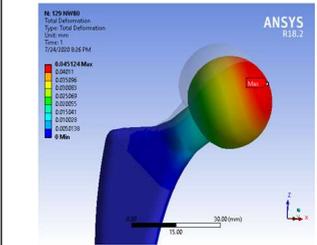
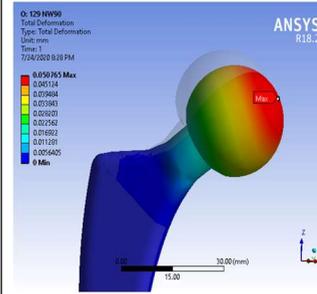
4.1.2 Analisis Deformasi Total

Pembebanan yang diberikan kepada sebuah material akan mengakibatkan material tersebut terdeformasi. Deformasi yang dialami dapat berupa deformasi plastis maupun elastis. Penjumlahan dari kedua deformasi ini merupakan deformasi total. Dalam kasus *hip arthroplasty* terjadinya deformasi plastis harus dihindari karena akan mengakibatkan ketidak-seimbangan pada postur tubuh pasien.

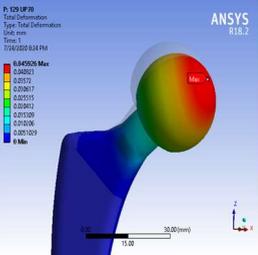
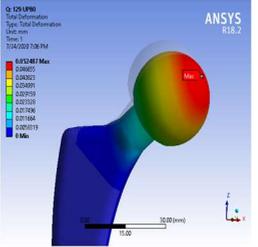
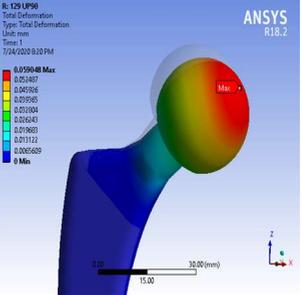
4.1.2.1 Stem size 3

Hasil analisa deformasi total untuk *femoral stem hip arthroplasty size 3* dalam berbagai kasus pembebanan dan berat pasien dapat dilihat pada tabel berikut ini.

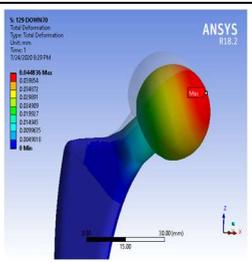
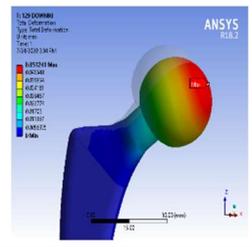
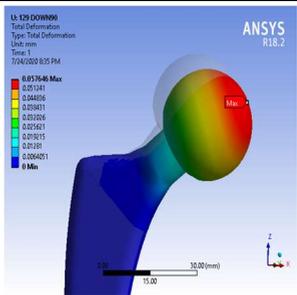
Tabel 4.11 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 3 pada kondisi berjalan

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Deformasi total (mm)	0.039484	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
800	Deformasi total (mm)	0.045124	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
900	Deformasi total (mm)	0.0507065	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	

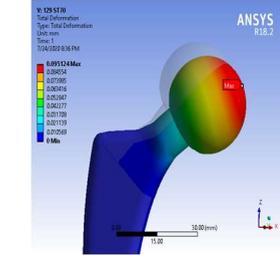
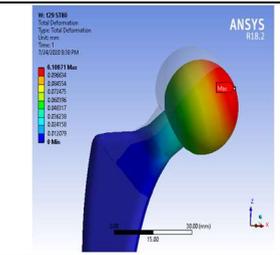
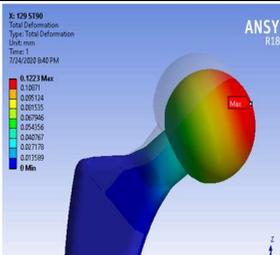
Tabel 4.12 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 3 pada kondisi Menaiki Tangga

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Deformasi total (mm)	0.045926	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
800	Deformasi total (mm)	0.052487	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
900	Deformasi total (mm)	0.059348	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	

Tabel 4.13 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 3 pada kondisi Menuruni Tangga

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Deformasi total (mm)	0.044836	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
800	Deformasi total (mm)	0.051241	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
900	Deformasi total (mm)	0.057646	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	

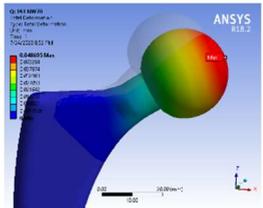
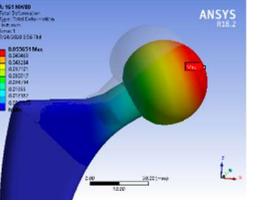
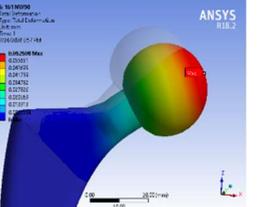
Tabel 4.14 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 3 pada kondisi Tersandung

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Deformasi total (mm)	0.095124	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
800	Deformasi total (mm)	0.10871	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
900	Deformasi total (mm)	0.1223	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	

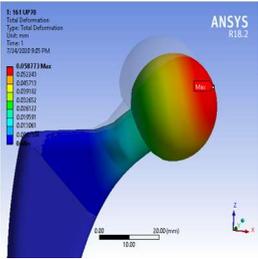
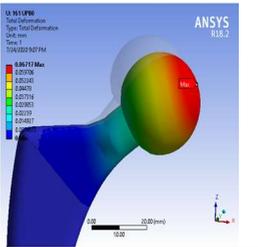
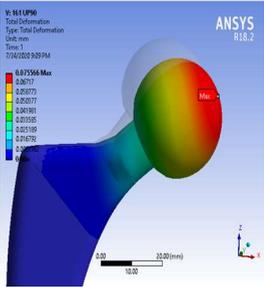
4.1.2.2 Stem size 11

Hasil analisa deformasi total untuk *femoral stem hip arthroplasty size 11* dalam berbagai kasus pembebanan dan berat pasien dapat dilihat pada tabel berikut ini.

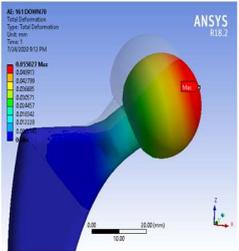
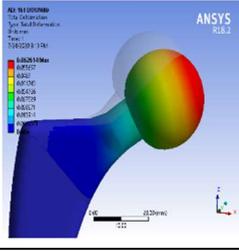
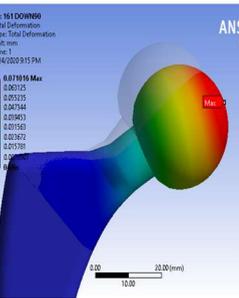
Tabel 4.15 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 11 Kondisi Berjalan

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Deformasi total (mm)	0.048695	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
800	Deformasi total (mm)	0.055651	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
900	Deformasi total (mm)	0.062608	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	

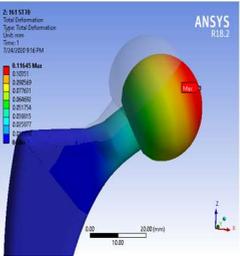
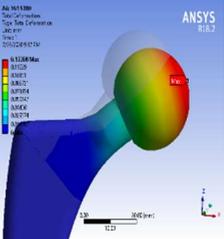
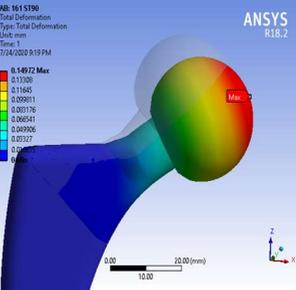
Tabel 4.16 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 11 Kondisi Menaiki Tangga

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Deformasi total (mm)	0.058773	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
800	Deformasi total (mm)	0.06717	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
900	Deformasi total (mm)	0.075566	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	

Tabel 4.17 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 11 Kondisi Menuruni Tangga

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Deformasi total (mm)	0.055027	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
800	Deformasi total (mm)	0.062614	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
900	Deformasi total (mm)	0.071016	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	

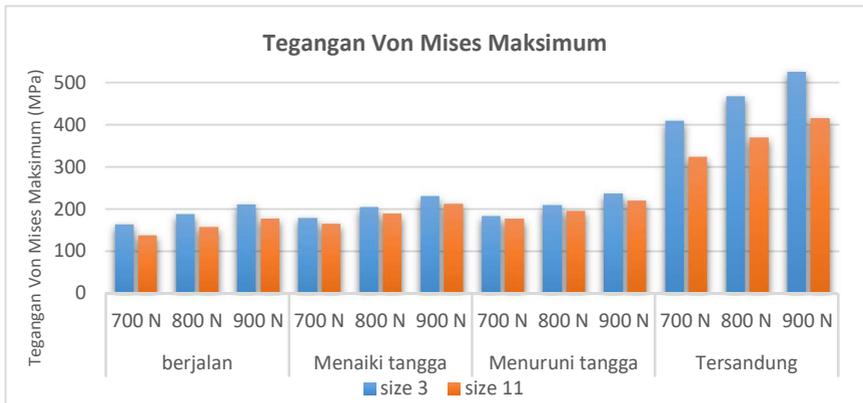
Tabel 4.18 Hasil Analisis Deformasi Total stem size 11 Kondisi Tersandung

Berat Pasien (N)	Parameter	Nilai	Distribusi Tegangan
700	Deformasi total (mm)	0.11645	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
800	Deformasi total (mm)	0.13308	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	
900	Deformasi total (mm)	0.14972	
	Area Konsentrasi	<i>Femoral Head</i>	

4.2 Pembahasan

4.2.1 Pembahasan Analisis Tegangan Von Mises Maksimum

Hasil analisis berdasarkan faktor keamanan menunjukkan tingkat keamanan yang baik untuk kedua *stem size 3* dan *size 11* dalam penggunaannya untuk kegiatan sehari-hari seperti berjalan, menaiki, dan menuruni tangga. Sedangkan dalam kasus tersandung, faktor keamanan menjadi sangat rendah, mendekati bahkan melampaui yield strength material UNS S29225. Kondisi ini harus sebisa mungkin dihindari oleh pasien pengguna *hip arthroplasty* karena akan menyebabkan terjadinya deformasi pada *femoral stem* yang berujung pada diperlukan operasi penggantian *femoral stem*. Pada penelitian ini diamati juga pengaruh kasus pembebanan berdasarkan aktivitas terhadap nilai tegangan *von mises* maksimum yang terbentuk.

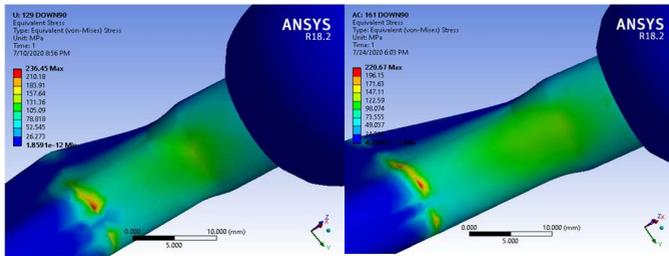


Gambar 4.1 Hasil Analisa Tegangan Von Mises

Data pada gambar 4.1 menunjukkan bahwa besarnya tegangan *von mises* maksimum yang terjadi pada *femoral stem* cenderung stabil dan tidak banyak berubah untuk aktivitas berjalan, menaiki, serta menuruni tangga. Diantara ketiga aktivitas tersebut tegangan *von mises* terbesar terjadi pada saat menuruni tangga. Hal ini terjadi karena gaya kontak yang diterima *femoral head* pada saat menuruni tangga paling besar diantara ketiganya. Pada kasus

tersandung, tegangan *von mises* yang terjadi menjadi sangat besar hampir 3 kali lipat pembebanan aktivitas normal karena gaya kontak yang diterima oleh femoral head juga sangat besar ketika tersandung akibat adanya gaya kontak kurang lebih 720% BW yang terjadi secara tiba-tiba. Kondisi ini sangat berbahaya bagi pasien yang menggunakan *hip joint arthroplasty*.

Dari hasil penelitian ini juga dapat diamati bahwa nilai tegangan *von mises* maksimum yang terjadi pada *femoral stem* menurun seiring dengan bertambah besarnya dimensi/ukuran stem untuk segala kondisi pembebanan dan berat badan pasien. Hal ini dapat terjadi karena pada *femoral stem* dengan ukuran yang lebih besar ada lebih banyak ruang di dalam benda untuk menyalurkan tegangan dan tegangan akan lebih terdistribusi secara merata daripada *stem* dengan ukuran yang lebih kecil. Sebagai contoh, dapat diamati pada gambar 4.2 dimana menunjukkan hasil simulasi pada pasien dengan berat badan 900 N untuk keadaan menuruni tangga pada *stem size 3* dan *size 11*. Daerah berwarna hijau yang terdapat pada *stem size 11* lebih lebar dan tersebar merata pada area *neck hip prosthesis* bagian *medial* bawah. Stem dengan ukuran yang lebih besar memiliki kemampuan menerima pembebanan lebih baik daripada stem dengan ukuran lebih kecil.

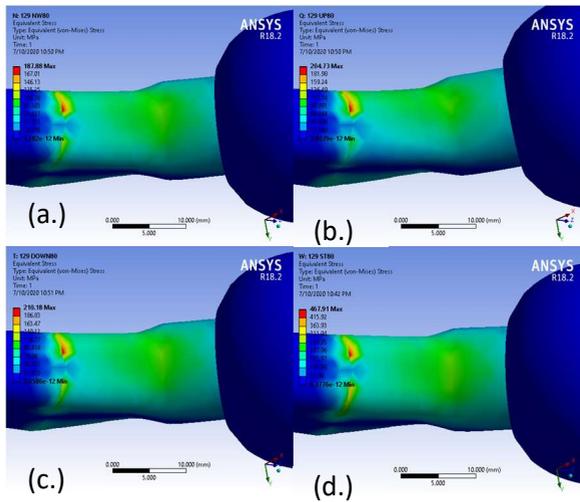


(a.)

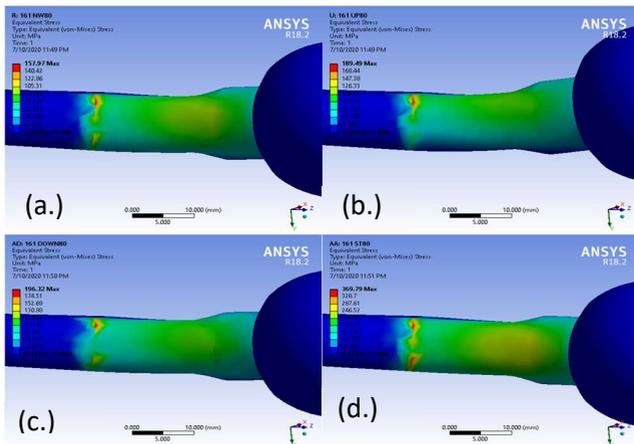
(b.)

Gambar 4.2 Perbandingan Persebaran Tegangan Stem (a.) size 3 dan (b.) size 11

Pada penelitian ini akan dibandingkan persebaran tegangan *von mises* pada femoral stem untuk setiap kondisi pembebanan aktivitas berjalan, menaiki tangga, menuruni tangga, serta tersandung. Dari gambar pada tabel 4.3 dan 4.4 terlihat bahwa area persebaran tegangan pada *femoral stem* cenderung sama untuk jenis kegiatan dan ukuran stem yang sama. Berat pasien yang berubah-ubah tidak mempengaruhi persebaran tegangan melainkan hanya mempengaruhi besarnya nilai tegangan *von mises* maksimum yang terjadi. Hal ini terjadi karena pada saat ada penambahan berat pasien, arah gaya kontak yang diterima oleh *femoral head* tidak berubah. Hanya besarnya gaya yang berubah secara proporsional untuk setiap penambahan berat pasien. Hasil simulasi pada gambar 4.3 dan gambar 4.4 menunjukkan bahwa sebagian besar tegangan *von mises* maksimum terjadi pada bagian body *femoral stem* bawah pada sisi *medial-posterior* nya di dekat *fixed support* baik untuk aktivitas berjalan, menaiki tangga, menuruni tangga, dan tersandung. Hal ini dikarenakan area tersebut merupakan area transisi dari bagian yang tidak berupa *fixed support* ke *fixed support*. Pada area ini memiliki lengan gaya (jarak antara titik penerima tegangan ke *support*) terbesar dibandingkan area lainnya. Selain daerah tersebut, area *neck* juga menjadi area konsentrasi gaya. Pada aktivitas berjalan, menaiki dan menuruni tangga area konsentrasi tegangan di *neck bawah* cenderung berada pada sisi posterior. Sedangkan pada kondisi tersandung, konsentrasi tegangan bergeser lebih ke tengah.

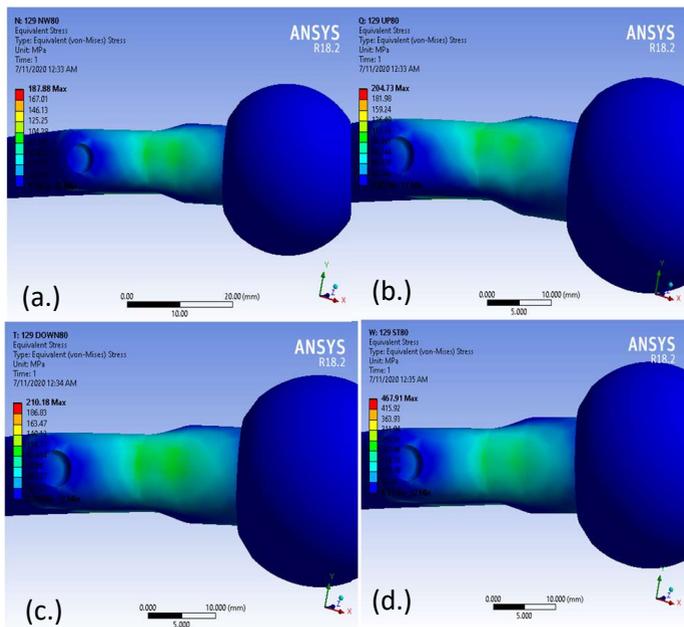


Gambar 4.3 Distribusi Tegangan Neck bagian Bawah stem size 3 (a.) berjalan, (b.) menaiki tangga, (c.) menuruni tangga, (d.) tersandung

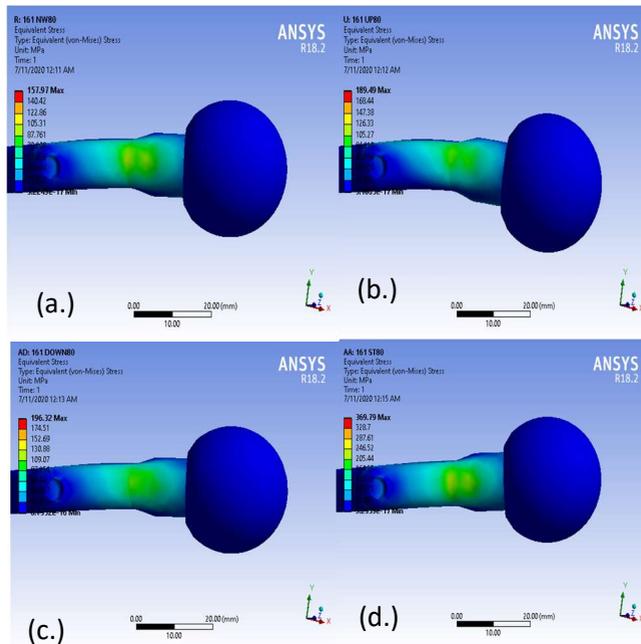


Gambar 4.4 Distribusi Tegangan Neck bagian Bawah stem size 11 (a.) berjalan, (b.) menaiki tangga, (c.) menuruni tangga, (d.) tersandung

Untuk neck bagian atas, area konsentrasi tegangan *von mises* cenderung sama untuk semua kondisi aktivitas pembebanan. Tegangan terkonsentrasi di bagian transisi antara *femoral body* dengan *femoral neck* yang berupa *curve/fillet*. Hal ini memang terjadi pada kebanyakan fenomena mekanikal dimana *fillet* seringkali berperan sebagai *stress concentrator*. Distribusi tegangan di bagian atas neck untuk kedua size *femoral stem* dapat dilihat pada gambar 4.5 dan gambar 4.6.



Gambar 4.5 Distribusi Tegangan Neck bagian Atas Stem Size 3 (a.) berjalan, (b.) menaiki tangga, (c.) menuruni tangga, (d.) tersandung

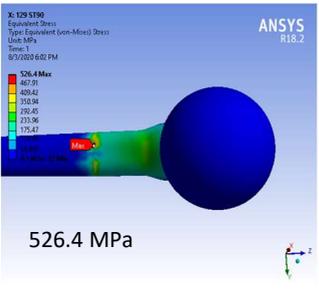
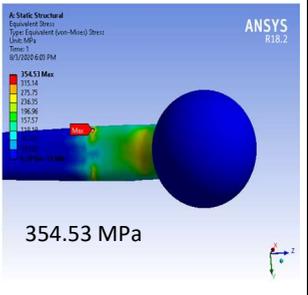
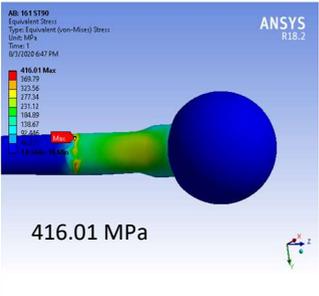
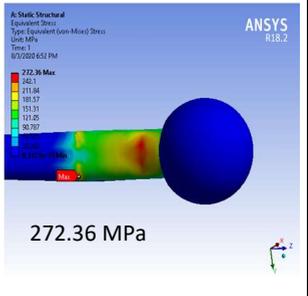


Gambar 4.6 Distribusi Tegangan Neck bagian Atas Stem Size 11
 (a.) berjalan, (b.) menaiki tangga, (c.) menuruni tangga, (d.) tersandung

Adanya angka faktor keamanan yang rendah pada kasus tersandung menunjukkan bahwa diperlukan pengembangan lebih lanjut untuk menemukan desain *femoral stem* yang lebih aman untuk kondisi tersebut. Salah satu alternatif untuk meningkatkan angka faktor keamanan adalah dengan memodifikasi material sehingga menjadi lebih kuat. Selain itu, pengembangan desain juga dapat dilakukan. Pada penelitian kali ini, dimodelkan pula *femoral stem* dengan adanya kenaikan tebal bagian *body femoral stem* yang awalnya 10 mm menjadi 13 mm. Desain *femoral stem* yang baru ini kemudian disimulasikan dengan kondisi yang sama dengan desain sebelumnya. Hasil simulasi pada desain *femoral stem* yang baru menunjukkan adanya penurunan tegangan *von mises* maksimum pada kedua stem baik *size 3* dan *size 11* pada kondisi

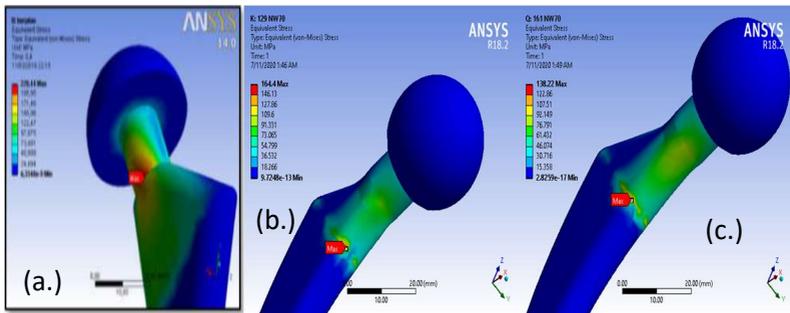
tersandung. Pada *stem size 3* yang digunakan oleh pasien dengan berat 900 N terjadi penurunan tegangan *von mises* dari yang semula sebesar 526.4 MPa pada desain lama menjadi 354.53 MPa pada desain baru (berkurang 32%). Sedangkan pada *stem size 11* tegangan *von mises* semula 416.01 MPa pada desain lama turun menjadi 272.36 MPa (berkurang 34%) pada desain baru dengan *body thickness* 13 mm.

Tabel 4.19 Perbandingan Hasil Tegangan *Von Mises* pada *Stem Thickness* 10 mm dan 13 mm

Stem Size	Desain lama (<i>thickness</i> =10 mm)	Desain baru (<i>thickness</i> =13 mm)
Size 3	 <p>526.4 MPa</p>	 <p>354.53 MPa</p>
Size 11	 <p>416.01 MPa</p>	 <p>272.36 MPa</p>

Hasil tegangan *von mises* maksimum pada kasus pembebanan berjalan sedikit berbeda jika dibandingkan dengan hasil tegangan *von mises* maksimum dari analisis Syfaul Husni. Kedua hasil ini dapat dibandingkan karena menggunakan kondisi batas yang cenderung sama, yaitu bagian yang tenggelam di dalam

semen dianggap *fixed support* dan gaya kontak diterima oleh permukaan femoral head. Hasil tegangan *von mises* maksimum hasil analisis Syifaul Husni sebesar 220.44 MPa, lebih besar dibandingkan hasil tegangan *von mises* maksimum yang telah dilakukan pada penelitian ini baik pada stem *size 3* maupun *size 11*.



Gambar 4.7 Perbandingan dengan Hasil Simulasi Syifaul Husni pada kasus Berjalan (a.) Hasil penelitian sebelumnya, (b.) Hasil simulasi *size 3*, (c.) Hasil simulasi *size 11*

Perbedaan yang ada dikarenakan model *femoral stem* yang dianalisis jauh berbeda. Selain itu material yang digunakan juga berbeda dimana Syifaul Husni menggunakan material paduan *titanium*. Hasil simulasi Syifaul Husni menunjukkan bahwa konsentrasi tegangan terjadi area neck dimana titik tersebut memang menjadi titik kritis kebanyakan *femoral stem* dan sering terjadi kegagalan fracture pada bagian tersebut. Apabila dibandingkan dengan hasil simulasi yang dilakukan pada penelitian ini terlihat bahwa desain femoral stem pada penelitian ini jauh lebih baik dibandingkan desain femoral stem pada penelitian Syifaul Husni. Area konsentrasi tegangan maksimum tidak lagi berada pada area kritis neck melainkan turun ke area *femoral stem body* dekat *fixed support*. Hal ini dikarenakan takikan yang ada pada desain model Syifaul Husni telah dihilangkan dan diubah menjadi transisi yang halus dengan menggunakan *curve* dan *fillet* pada penelitian ini. Hasilnya tegangan lebih terdistribusi

dengan baik ke bagian *stem body* dan tegangan *von mises* maksimum yang terjadi pun juga memiliki nilai lebih kecil.

4.2.1 Pembahasan Deformasi Total

Setelah melakukan proses perhitungan dengan metode elemen hingga, didapatkan data deformasi total maksimum seperti yang tercantum pada tabel 4.19. Dapat diketahui bahwa deformasi total terbesar terjadi pada kasus tersandung baik pada *stem size 3* maupun *size 11*. Pada kasus tersandung pasien dengan berat badan 900 N yang menggunakan *stem size 11*, tercatat deformasi total maksimum yang terjadi sebesar 0.14972 mm.

Tabel 4.20 Hasil Deformasi Total Maksimum

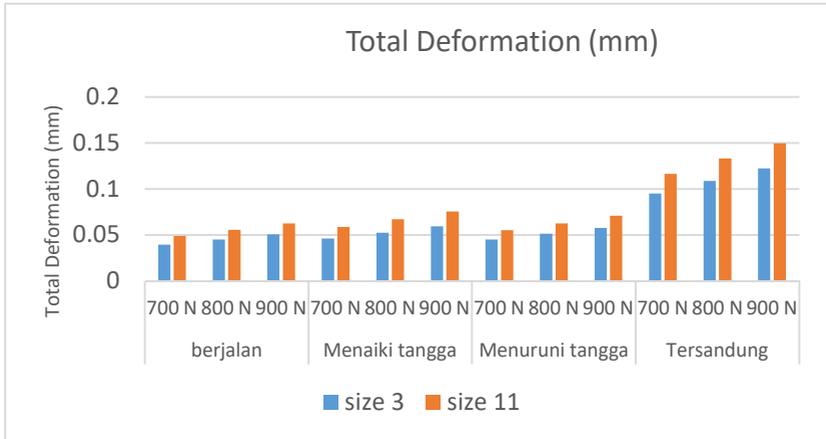
Size Stem	Berat Pasien (N)	Aktivitas	Deformasi Total (mm)
3	700	Berjalan normal	0.039484
		Menaiki tangga	0.045926
		Menuruni tangga	0.044836
		Tersandung	0.095124
	800	Berjalan normal	0.045124
		Menaiki tangga	0.052487
		Menuruni tangga	0.051241
		Tersandung	0.10871
	900	Berjalan normal	0.0507065
		Menaiki tangga	0.059348
		Menuruni tangga	0.057646
		Tersandung	0.1223
11	700	Berjalan normal	0.048695
		Menaiki tangga	0.058773
		Menuruni tangga	0.055027
		Tersandung	0.11645
	800	Berjalan normal	0.055651
		Menaiki tangga	0.06717

		Menuruni tangga	0.062614
		Tersandung	0.13308
	900	Berjalan normal	0.062608
		Menaiki tangga	0.075566
		Menuruni tangga	0.071016
		Tersandung	0.14972

Dari tabel 4.19 dan gambar 4.8 dapat diamati bahwa deformasi yang terjadi meningkat seiring dengan meningkatnya berat pasien. Hal ini terjadi di semua kondisi pembebanan dan ukuran stem. Ditinjau dari sisi kondisi aktivitas pembebanan, deformasi terkecil dihasilkan pada saat kegiatan berjalan, disusul dengan menuruni tangga, menaiki tangga, dan terbesar adalah tersandung. Secara kasat mata apabila ditinjau dari besarnya gaya kontak, kegiatan menuruni tangga akan menghasilkan deformasi lebih besar daripada menaiki tangga. Namun apabila dibandingkan deformasi ke setiap sumbunya (x , y , z), tercatat kegiatan menuruni tangga memiliki deformasi ke arah sumbu x (*medial*), dan $-z$ (*inferior*) yang sedikit lebih besar dibandingkan menaiki tangga. Namun kegiatan menaiki tangga menghasilkan deformasi ke arah sumbu $-y$ (*posterior*) yang besarnya mencapai 3 kali lipat daripada saat menuruni tangga seperti yang dapat diamati pada tabel 4.20 di bawah ini. Sebagai contoh, tabel dibawah ini mengacu pada analisa stem *size 11* dengan berat pasien 800N. Hal inilah yang mengakibatkan deformasi total yang dihasilkan dari kegiatan menaiki tangga lebih besar daripada menuruni tangga.

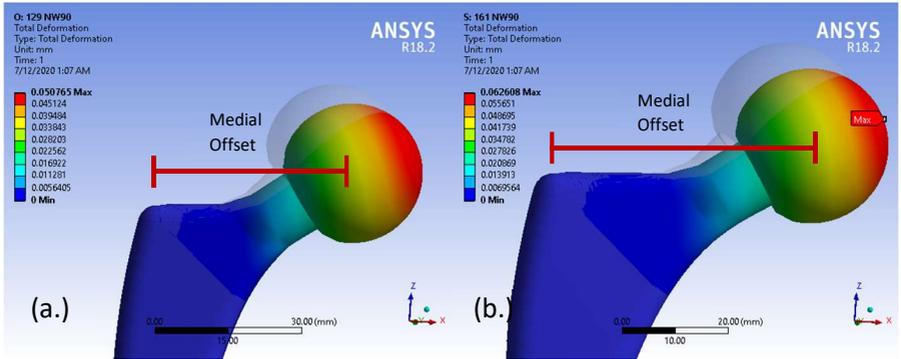
Tabel 4.21 Deformasi Direksional

Sumbu	Jenis Kegiatan	
	Menaiki tangga	Menuruni tangga
x (<i>medial</i>)	0.050394 mm	0.050665 mm
y (<i>anterior</i>)	-0.032785 mm	-0.011759 mm
z (<i>superior</i>)	-0.039217 mm	-0.044062 mm



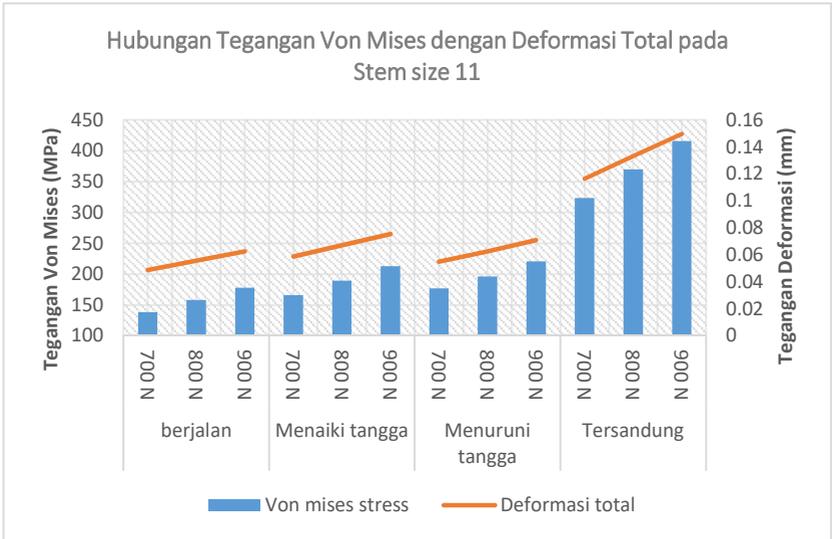
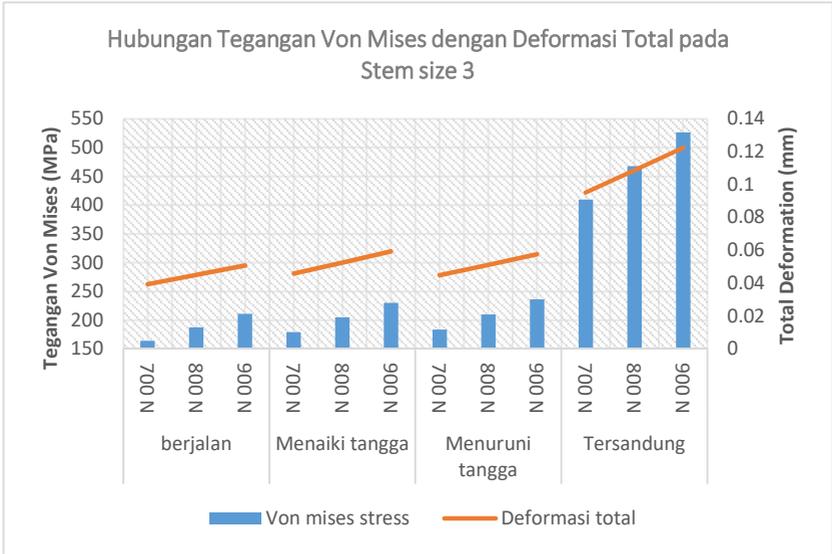
Gambar 4.8 Hasil Analisa Deformasi Total

Jika ditinjau berdasarkan area yang mengalami deformasi, seluruh kasus pembebanan menunjukkan area femoral head bagian atas sebagai bagian yang mengalami deformasi maksimum. Apabila diamati grafik pada gambar 4.8 menunjukkan bahwa adanya peningkatan nilai deformasi total seiring dengan peningkatan ukuran stem yang mana berlaku untuk semua kasus pembebanan dan berat pasien. Hal ini disebabkan karena adanya penambahan panjang *medial offset* seiring dengan semakin besarnya ukuran stem. *Medial offset* berperan sebagai lengan gaya pada femoral stem. Semakin panjang *offset*-nya maka lengan gaya akan semakin panjang yang mengakibatkan momen yang terjadi juga akan semakin besar yang berakibat pada semakin besarnya deformasi yang terjadi.



Gambar 4.9 Perbandingan Offset Kedua Stem (a.) size 3. (b.) size 11 untuk Kasus Pembebanan Berjalan Pasien 900 N.

Berdasarkan data deformasi total dan tegangan *von mises* maksimum, dapat dikatakan bahwa deformasi yang terjadi pada femoral stem baik *size 3* maupun *size 11* adalah deformasi elastis pada kasus berjalan, menaiki dan menuruni tangga dikarenakan tegangan luluh tidak melebihi *yield strength* material. Sedangkan untuk kasus tersandung *femoral stem* berpotensi untuk mengalami deformasi plastis. Secara keseluruhan, tegangan *von mises* dan deformasi total diplot bersama untuk mengetahui hubungan antara keduanya seperti yang dapat diamati pada gambar 4.10. Dari grafik pada gambar tersebut diperoleh hasil bahwa pola kenaikan tegangan *von mises* dan deformasi total pada model baik pada stem *size 3* maupun *size 11* ketika diberi pembebanan cenderung sama. Hal ini dibuktikan dengan adanya kemiripan gradien antara garis tegangan *von mises* dan garis deformasi total untuk semua kasus pembebanan. Kenaikan beban mengakibatkan meningkatnya tegangan *von mises* dan disertai dengan kenaikan deformasi total yang besarnya ekuivalen. Dengan kata lain, dapat ditarik kesimpulan bahwa tegangan ekuivalen *von mises* berbanding lurus dengan deformasi total untuk model geometri yang sama.



Gambar 4.10 Hubungan antara Tegangan *Von Mises* dengan Deformasi Total pada *femoral stem*

BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN

4.1 Kesimpulan

Dari proses perhitungan dengan metode elemen hingga pada model *femoral stem hip arthroplasty size 3* dan *size 11* yang terbuat dari material UNS 29225 dengan meninjau aspek analisis tegangan ekuivalen *von mises* dan analisis deformasi total dengan 4 macam kondisi pembebanan antara lain berjalan, menaiki tangga, menuruni tangga, serta tersandung, didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

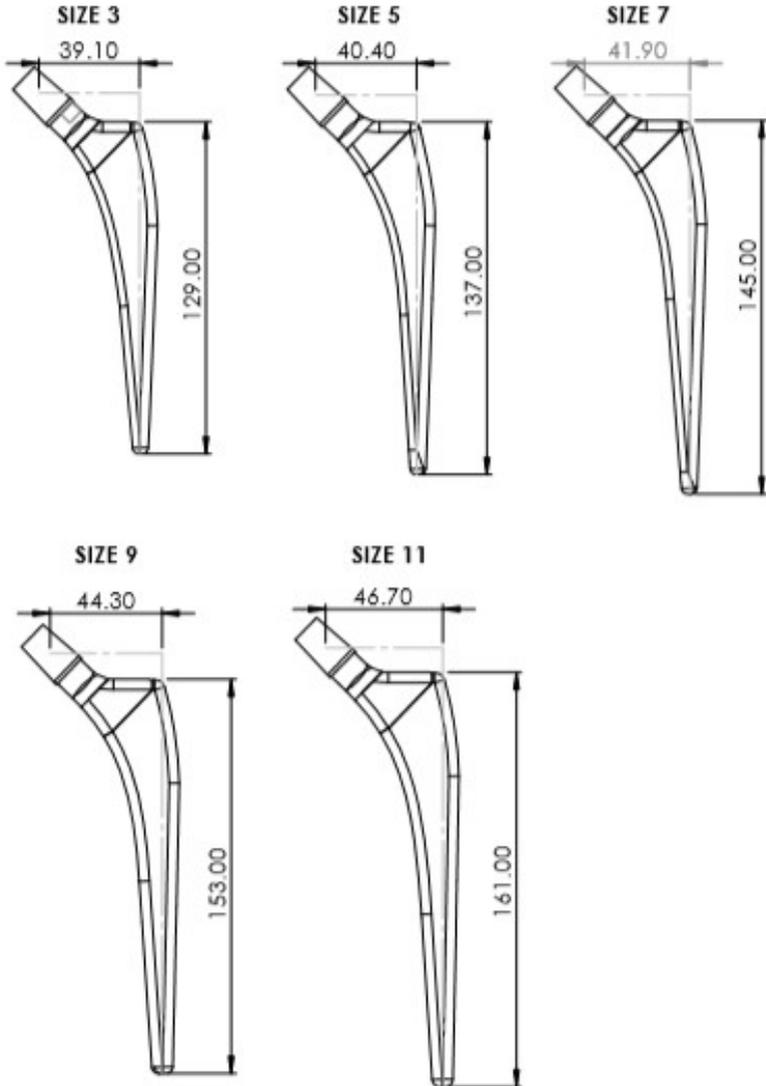
1. Desain *femoral stem* baik *size 3* maupun *size 11* tergolong aman untuk digunakan oleh pasien dengan berat badan 700 N hingga 900 N untuk kegiatan berjalan, menaiki tangga, serta menuruni tangga. Femoral stem tidak didesain untuk kondisi tersandung karena dapat menyebabkan tegangan dan deformasi melebihi batas yang diijinkan.
2. Hasil simulasi analisis tegangan dapat disimpulkan bahwa desain *femoral stem size 11* lebih baik dibandingkan dengan *femoral stem size 3* dari segi distribusi tegangan. Tegangan terbesar yang muncul akibat tersandung menyebabkan tegangan maksimal pada *femoral stem size 3* sebesar 526.4 MPa dan 416.01 MPa untuk *size 11*.
3. Desain *femoral stem* dengan *body thickness* sebesar 13 mm menunjukkan performa yang lebih baik dari *body thickness* 10 mm karena mampu menurunkan tegangan *von mises* maksimum pada saat pasien tersandung sebesar lebih dari 30%.
4. Tegangan *von mises* dan deformasi total berbanding lurus untuk model geometri yang sama.
5. Ukuran *femoral stem* yang semakin besar yang disertai dengan penambahan panjang *medial offset* menimbulkan deformasi total yang semakin besar.

4.2 Saran

Adapun saran untuk penelitian selanjutnya adalah:

1. Adanya simulasi pembebanan secara dinamik mengingat dalam kenyataannya pembebanan yang dialami oleh *hip prosthesis* berupa pembebanan dinamik
2. Variasi pembebanan terhadap kegiatan yang cukup ekstrim seperti melompat dan terjatuh perlu diperhitungkan.
3. Adanya simulasi bersamaan dengan tulang femur perlu dilakukan untuk mendapatkan hasil yang lebih akurat dan terpercaya.

LAMPIRAN



DAFTAR PUSTAKA

- 1) AK Mishra, P Chalise, RP Singh and RK Shah Nepal, (2009), The proximal femur –a second look at rational of implant design, Nepal Medical College journal, vol. 11(4), p278-280
- 2) Andrew Chung, (2019), Hip Joint Replacement Surgery, <https://www.healthpages.org/surgicalcare/hip-joint-replacement-surgery/> diakses pada 12 Febuari 2020
- 3) ASTM F2581–12. Standard Specification for Wrought Nitrogen Strengthened 11 Manganese-17 Chromium 3 Molybdenum Low-Nickel Stainless Steel Alloy Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S29225)
- 4) Bergmann, G., et al. "Hip contact forces and gait patterns from routine activities." *Journal of biomechanics* 34.7 (2001): 859-871.
- 5) Bergmann, Graichen, F. Graichen, and A. Rohlmann. "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients." *Journal of biomechanics* 26.8 (1993): 969-990.
- 6) B Mandelbaum, W David. Etiology and Pathophysiology of Osteoarthritis. ORTHO Supersite Februari 1 2005.
- 7) Bombac, D., B, Miha., Fajfar, P., Kosel, F., dan Turk, R. 2007, "Review of Materials in Medical Applications". RMZ-Materials and Geo-environment., 54, 471-499.
- 8) Brett Perricelli, MD and Richard L. McGough III, MD, (2013), Ch.4 Preoperative Evaluation of Patients for Total Hip Arthroplasty, book chapter of Essentials in Total Hip Arthroplasty, Javad Parvizi, MD, FRCS (Ed), SLACK Incorporated, USA, p29
- 9) Brown B H, Smallwood R H, Barber D C, Lawford P V and Hose D R (eds) 1999 Medical Physics and Biomedical Engineering 1st edn (London: Taylor and Francis) p 120
- 10) Eliades T, Pratsinis H, Kletsas D, Eliades G and Makou M 2004 Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop

- 11) Habibovic P, Barrère F, Blitterswijk CAV, Groot Kd, Layrolle P. Biomimetic hydroxyapatite coating on metal implants. *J Am Ceram Soc* 2002;83:517-22
- 12) H. Derar and M. Shahinpoor, (2015), Recent Patents and Designs on Hip Replacement Prostheses, *The Open Biomedical Engineering Journal*, Vol. 9, p92- 102
- 13) Hermawan, Hendra. 2019. "Pengenalan pada biomaterial." INA-Rxiv.
- 14) Hermawan H. Updates on research and development of absorbable metals for biomedical devices. *Prog Biomater* 2018; 7-93-110.
- 15) Holzwarth, U. and Cotogno , G. (2012), Total Hip Arthroplasty: State-of-the-Art, Challenges and Prospects, [European Commision Joint Research Centre].
- 16) Lahann J, Klee D, Thelen H, Bienert H, Vorwerk D, Hocker H. Improvement of haemocompatibility of metallic stents by polymer coating. *J Mater Sci Mater Med* 1999; 10: 443-8.
- 17) Lu S H (ed) 1995 *Stainless Steel* (Atomic Energy Press)
- 18) Malau, Daniel Panghahatan, et al. "Finite element analysis of porous stemmed hip prosthesis for children." *AIP Conference Proceedings*. Vol. 2193. No. 1. AIP Publishing LLC, 2019.
- 19) Morgan-Hough, C. V. J., A. Tavakkolizadeh, and S. Purkayastha. "Fatigue failure of the femoral component of a cementless total hip arthroplasty." *The Journal of arthroplasty* 19.5 (2004): 658-660.
- 20) Muhammad Nashrulah. Pengembangan Desain Optimal Bone Screw untuk Implan Ortopedi menggunakan Ansys: Pengaruh Diameter Screw dan Pemilihan Material. 2016
- 21) Park JB, Lakes RS. *Biomaterials: An Introduction*. 3rd ed. Heidelberg: Springer; 2007
- 22) Pekedis, Mahmut, and Hasan Yildiz. "Comparison of fatigue behaviour of eight different hip stems: a numerical and experimental study." *Journal of Biomedical Science and Engineering* 4.10 (2011): 643.
- 23) Pulido M and Parrish A 2003 *Mutat. Res.*

- 24) Robert Davis Cook, Bambang Suryoatmono, Tjun Surjaman. Konsep dan Aplikasi Metode Elemen Hingga. 1981. Bandung: PT.Eresco
- 25) Saverio Affatato, (2014), Ch 4. Contemporary designs in total hip arthroplasty (THA), book chapter of Perspectives in Total Hip Arthroplasty, Woodhead Publishing, Cambridge, UK. P46.
- 26) Sherman WO. Vanadium steel bone plates and screws. Surg Gynecol Obstet 1912;14:629-34
- 27) S. Huzni dkk. . Finite Element Method Application for Stress Distribution Analysis on Hip Stem Prosthesis Model for Walking and Climbing Stair. Prosiding SNTTM XVI, Oktober 2017, hal.160-163
- 28) S Joewono, I Haryy, K Handono, B Rawan, P Riardi. Chapter 279: Osteoarthritis. Buku Ajar Ilmu Penyakit Dalam Edisi IV FKUI 2006. 1195-1202
- 29) Staffolani N, Damiani F, Lilli C, Guerra M, Staffolani N, Belcastro S and Locci P 1999 J. Dent.
- 30) Teuku Nanta Aulia. Femoral Neck Anteversion Angle in Indonesian People. Universitas Hasanudin
- 31) The transcript of a Witness Seminar held by the Wellcome Trust Centre for the History of Medicine at UCL, London, on 14 March 2006
- 32) Total Hip Replacement, (2019), www.dovemed.com/common-procedures/proceduresurgical/total-hip-replacement/ diakses pada 11 Februari 2020.
- 33) Traisnel M, Maguer D, Hildebrand H and Iost A 1990 Clin. Mater
- 34) Williams DF. On the mechanisms of biocompatibility. Biomaterials 2008; 29(20):2941–2953.
- 35) Wu Jo-Yu, Robert Lee, The Advantages of Triangular and Tetrahedral Edge Elements for Electromagnetic Modeling with the FiniteElement Method (1997)

- 36) Yang K, Ren Y. Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications. *Sci Technol Adv Mater* 2010;11:1-13

BIODATA PENULIS



Pieter Hernando Ciasie Suteja merupakan nama lengkap dari penulis tugas akhir ini. Penulis yang lahir di Surabaya pada 13 November 1997 ini merupakan anak kedua dari pasangan Bapak Tisna Suteja dan Ibu Vonny Sidharta. Penulis memulai pendidikan formal di TK Kristen Petra 9 kemudian melanjutkan ke SD Kristen Petra 9 Surabaya. Setelah lulus SD pada tahun 2010 penulis melanjutkan ke SMP

Kristen Petra 5 Surabaya dan kemudian melanjutkan ke SMA Katolik St.Louis 1 Surabaya pada tahun 2013. Setelah menyelesaikan studi tingkat menengah atas, penulis menempuh pendidikan di Departemen Teknik Mesin Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya melalui jalur SNMPTN pada tahun 2016 dengan NRP 0211164000055. Penulis mengambil bidang studi Metalurgi khususnya pada laboratorium Metalurgi. Selama menempuh perkuliahan, penulis juga aktif ikut serta dalam berbagai kegiatan dan organisasi. Tahun 2016-2017 penulis menjabat sebagai Staf Internal Mesin Music Club. Penulis pernah masuk ke dalam daftar mahasiswa dengan prestasi akademik terbaik pada semester genap tahun ajaran 2017-2018. Pencapaian tersebut merupakan kebanggaan tersendiri bagi penulis. Penulis juga merupakan Asisten Laboratorium Metalurgi. Penulis juga aktif dalam beberapa organisasi kerohanian diluar universitas. Penulis berhasil menyelesaikan perkuliahan dengan tepat waktu selama 8 semester. Penulis memiliki hobi untuk membaca, penulis juga memiliki keinginan untuk melanjutkan studi ke jenjang selanjutnya yaitu S2.