

TUGAS AKHIR - TM184835

**SIMULASI PEMBUATAN *FEMORAL STEM HIP*
ARTHROPLASTY DENGAN MATERIAL *STAINLESS STEEL*
316L BERBENTUK PLAT PADA PROSES *HOT FORGING***

JIMMY CLAUDIO HUTAJULU
NRP 0211184000030

Dosen Pembimbing
Dinny Harnany, S.T., M.Sc.
NIP 198905132019032013

Program Studi Teknik Mesin
Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya



TUGAS AKHIR - TM184835

**SIMULASI PEMBUATAN *FEMORAL STEM HIP*
ARTHROPLASTY DENGAN MATERIAL *STAINLESS STEEL*
316L BERBENTUK PLAT PADA PROSES *HOT FORGING***

JIMMY CLAUDIO HUTAJULU

NRP 02111840000030

Dosen Pembimbing

Dinny Harnany, S.T., M.Sc.

NIP 198905132019032013

Program Studi Teknik Mesin

Departemen Teknik Mesin

Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2022

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT - TM184835

**SIMULATION OF MANUFACTURING FEMORAL STEM HIP
ARTHROPLASTY WITH 316L STAINLESS STEEL PLATE IN
THE HOT FORGING PROCESS**

JIMMY CLAUDIO HUTAJULU

NRP 02111840000030

Advisor

Dinny Harnany, S.T., M.Sc.

NIP 198905132019032013

Study Program of Mechanical Engineering

Department of Mechanical Engineering

Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2022

(This page is intentionally left blank)

LEMBAR PENGESAHAN

SIMULASI PEMBUATAN FEMORAL STEM HIP ARTHROPLASTY DENGAN MATERIAL STAINLESS STEEL 316L BERBENTUK PLAT PADA PROSES HOT FORGING

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Program Studi S-1 Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri dan Rekayasa Sistem
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

Jimmy Claudio Hutajulu

NRP. 0211184000030

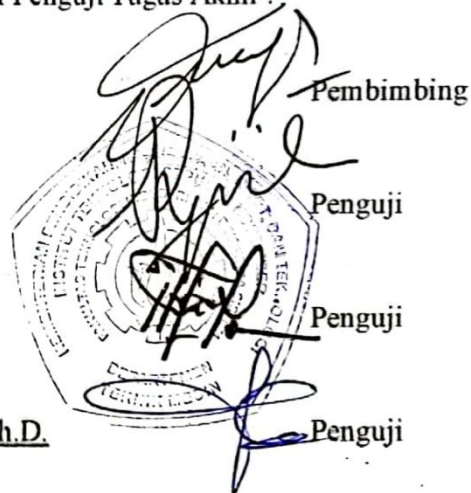
Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Dinny Harnany, S.T., M.Sc.
NIP.198905132019032013

2. Arif Wahjudi, S.T., M.T., Ph.D.
NIP.195811061986011002

3. Ir. Sampurno, M.T.
NIP.196504041989031002

4. M. Khoirul Effendi, S.T., M.Sc.Eng., Ph.D.
NIP.198204142010121001



Pembimbing
Penguji
Penguji
Penguji

SURABAYA

Agustus, 2022

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

APPROVAL SHEET

SIMULATION OF MANUFACTURING FEMORAL STEM HIP ARTHROPLASTY WITH 316L STAINLESS STEEL PLATE IN THE HOT FORGING PROCESS

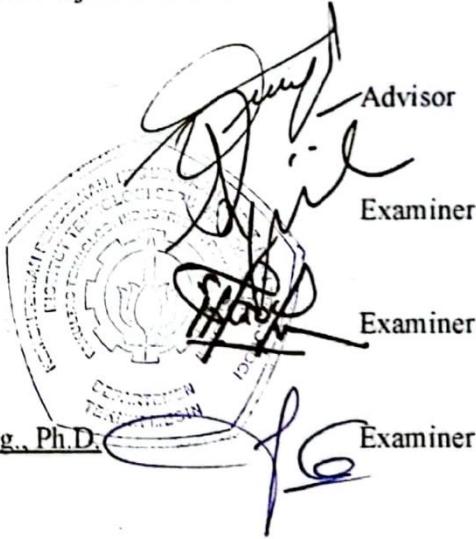
FINAL PROJECT

Submitted to fulfill one of the requirements
for obtaining a degree Bachelor of Engineering at
Undergraduate Study Program of Mechanical Engineering
Department of Mechanical Engineering
Faculty of Industrial Technology and Systems Engineering
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

By : Jimmy Claudio Hutajulu

NRP. 0211184000030

Approved by Final Project Examiner Team :

1. Dinny Harnany, S.T., M.Sc.
NIP.198905132019032013
 2. Arif Wahjudi, S.T., M.T., Ph.D.
NIP.195811061986011002
 3. Ir. Sampurno, M.T.
NIP.196504041989031002
 4. M. Khoirul Effendi, S.T., M.Sc.Eng., Ph.D.
NIP.198204142010121001
- 
- Advisor
Examiner
Examiner
Examiner

SURABAYA

August, 2022

(This page is intentionally left blank)

PERNYATAAN ORISINALITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama mahasiswa/ NRP : Jimmy Claudio Hutajulu

Departemen : Teknik Mesin

Dosen Pembimbing/ NIP : Dinny Harnany, S.T., M.Sc. / 198905132019032013

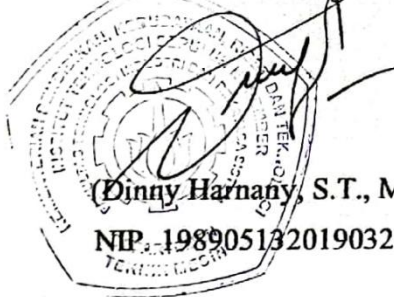
dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul “Simulasi Pembuatan *Femoral Stem Hip Arthroplasty* dengan Material *Stainless Steel 316l* Berbentuk Plat pada Proses *Hot Forging*” adalah hasil karya sendiri, bersifat orisinal, dan ditulis dengan mengikuti kaidah penulisan ilmiah.

Bilamana di kemudian hari ditemukan ketidaksesuaian dengan pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 29 Juli 2022

Mengetahui

Dosen Pembimbing



(Dinny Harnany, S.T., M.Sc.)

NIP. 198905132019032013

Mahasiswa,

(Jimmy Claudio Hutajulu)

NRP.02111840000030

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

STATEMENT OF ORIGINALITY

The undersigned below:

Name of student / NRP : Jimmy Claudio Hutajulu / 0211184000030
Department : Mechanical Engineering
Advisor / NIP : Dinny Harnany, S.T., M.Sc. / 198905132019032013


hereby declare that the Final Project with the title of "Simulation of Manufacturing Femoral Stem Hip Arthroplasty with 316l Stainless Steel Plate in The Hot Forging Process" is the result of my own work, is original, and is written by following the rules of scientific writing.

If in the future there is a discrepancy with this statement, then I am willing to accept sanctions in accordance with the provisions that apply at Institut Teknologi Sepuluh Nopember.

Surabaya, 29 July 2022

Acknowledged

Advisor

(Dinny Harnany, S.T., M.Sc.)
NIP. 198905132019032013

Student



(Jimmy Claudio Hutajulu)

NRP.0211184000030

(This page is intentionally left blank)

SIMULASI PEMBUATAN *FEMORAL STEM HIP ARTHROPLASTY* DENGAN MATERIAL *STAINLESS STEEL 316L* BERBENTUK PLAT PADA PROSES *HOT FORGING*

Nama Mahasiswa / NRP : Jimmy Claudio Hutajulu / 0211184000030
Departemen : Teknik Mesin FTIRS - ITS
Dosen Pembimbing : Dinny Harnany, S.T., M.Sc.

Abstrak

Radang sendi adalah peradangan pada satu atau lebih persendian yang membuat persendian menjadi kaku dan sulit digerakkan. *Osteoarthritis* (OA) menjadi salah satu jenis radang sendi (*arthritis*) yang paling umum. *Osteoarthritis* merupakan kelainan degenerasi sendi yang terjadi pada *cartilage* (tulang rawan) yang ditandai dengan timbulnya nyeri saat terjadi penekanan pada sendi yang terkena. Operasi *total hip arthroplasty* (THA) merupakan operasi medis yang sukses, aman dan hemat biaya untuk memulihkan fungsi sendi panggul. THA adalah penggantian sendi panggul yang mengalami degenerasi dimana bagian bulat dari sambungan diganti seluruhnya (pendekatan konvensional). Jumlah orang yang menjalani operasi THA diperkirakan akan terus meningkat karena populasi yang menua, penurunan usia rata-rata pada operasi pertama dan masa hidup prostesis yang terbatas (Holzwarth, 2012). Operasi pemasangan implan sendi panggul meningkat setiap tahun di Indonesia. Untuk memenuhi kebutuhan secara nasional, Indonesia masih mengimpor *hip prosthesis*. Akan tetapi bentuk anatomi orang Indonesia, yaitu ras Mongoloid menjadi kendala karena berbeda dengan anatomi ras lain yang ada di dunia. Oleh karena itu, penelitian ini dibutuhkan untuk memodelkan *hip prosthesis* yang sesuai dengan masyarakat Indonesia.

Proses manufaktur yang banyak digunakan untuk membuat implant tulang pada bidang medis adalah dengan *hot forging*. Proses *hot forging* dalam penelitian ini akan disimulasikan menggunakan material *stainless steel 316L* berbentuk plat sebagai material *workpiece* untuk pembuatan *femoral stem*. Beberapa tahapan dilakukan dalam penelitian ini. Pemodelan *workpiece* untuk proses *forging* digambar menggunakan *software* Solidworks dengan menyesuaikan dimensi *femoral stem* dan *geometri die forging*. Proses simulasi menggunakan metode elemen hingga dengan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA. Tahapan dalam proses simulasi adalah pendefinisian material, *set-up* simulasi, *meshing* pada *workpiece forging*, penentuan parameter *forging*, dan analisis hasil.

Proses simulasi dilanjutkan dengan variasi *workpiece* dan kecepatan penempaan yang berbeda. Hasil simulasi menunjukkan bahwa pemilihan dimensi *workpiece* dapat memengaruhi gaya yang dibutuhkan pada proses *forging*. Selain itu, kecepatan *forging* kemungkinan tidak berpengaruh terhadap gaya yang dibutuhkan pada proses *forging*. Dalam penelitian ini *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi terbaik dengan gaya *forging* paling rendah, yaitu 44269 N. Hasil simulasi juga menunjukkan bahwa pemilihan dimensi *workpiece* dapat memengaruhi tegangan *equivalent* maksimum pada produk hasil *forging*. Selain itu, kecepatan *forging* kemungkinan tidak berpengaruh terhadap tegangan *equivalent* maksimum pada produk hasil *forging*. Dalam penelitian ini *workpiece* 12 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi *workpiece* terbaik dengan tegangan *equivalent* maksimum yang paling kecil, yaitu 758,54 MPa. Akurasi geometri yang dihasilkan pada setiap variasi sudah mendekati hasil yang diharapkan. Hasil simulasi menunjukkan bahwa pemilihan dimensi *workpiece* dapat memengaruhi akurasi geometri pada produk hasil simulasi. Selain itu, kecepatan *forging* kemungkinan tidak berpengaruh terhadap akurasi geometri pada produk hasil simulasi. Dalam penelitian ini *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi *workpiece* terbaik dengan rata-rata *error* pada akurasi geometri yang

paling kecil, yaitu *error* pada volume sebesar 4,51%, *error* pada luas permukaan sebesar 2,93%, *error* pada panjang sebesar 0,0027%, *error* pada sudut CCD sebesar 0%, *error* pada diameter 1 sebesar 3,36%, dan *error* pada diameter 2 sebesar 6,46%. Oleh karena itu pada penelitian ini dapat disimpulkan bahwa variasi *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi terbaik dengan kebutuhan gaya paling rendah dan rata-rata *error* pada akurasi geometri yang paling kecil.

Kata kunci: *THA, simulasi, hot forging, femoral stem, stainless steel 316L*

SIMULATION OF MANUFACTURING FEMORAL STEM HIP ARTHROPLASTY WITH 316L STAINLESS STEEL PLATE IN THE HOT FORGING PROCESS

Student Name / NRP : Jimmy Claudio Hutajulu / 0211184000030

Department : Mechanical Engineering FTIRS - ITS

Advisor : Dinny Harnany, S.T., M.Sc.

Abstract

Arthritis is inflammation of one or more joints that makes the joints stiff and difficult to move. Osteoarthritis (OA) is one of the most common types of arthritis. Osteoarthritis is a degenerative joint disorder that occurs in the cartilage which is characterized by pain when there is pressure on the affected joint. Total hip arthroplasty (THA) surgery is a successful, safe and cost-effective medical operation to restore hip joint function. THA is a degenerated hip joint replacement in which the round part of the joint is completely replaced (conventional approach). The number of people undergoing THA surgery is expected to continue to increase due to the aging population, decreasing mean age at first surgery and limited lifespan of prostheses (Holzwarth, 2012). Hip joint implant surgery is increasing every year in Indonesia. To meet national needs, Indonesia is still importing hip prostheses. However, the anatomical shape of the Indonesian people, namely the Mongoloid race, becomes an obstacle because it is different from the anatomy of other races in the world. Therefore, this research is needed to model a hip prosthesis that is suitable for Indonesian society.

The manufacturing process that is widely used to make bone implants in the medical field is hot forging. The hot forging process in this study will be simulated using 316L stainless steel material in the form of a plate as a workpiece material for the manufacture of femoral stems. Several stages were carried out in this research. Workpiece modeling for the forging process was drawn using Solidworks software by adjusting the dimensions of the femoral stem and the geometry of the forging die. The simulation process uses the finite element method with ANSYS Workbench LS-DYNA software. The stages in the simulation process are material definition, simulation set-up, meshing on the forging workpiece, determination of forging parameters, and analysis of results.

The simulation process is continued with different workpiece variations and forging speeds. The simulation results show that the selection of workpiece dimensions can affect the force required in the forging process. In addition, the forging speed may not affect the force required in the forging process. In this study, a workpiece with a thickness of 14 mm and a forging speed of 250 mm/s is the best variation with the lowest forging force, which is 44269 N. The simulation results also show that the choice of workpiece dimensions can affect the maximum equivalent stress on the forging product. In addition, the forging speed may not affect the maximum equivalent stress on the forging product. In this study, a workpiece with a thickness of 12 mm and a forging speed of 250 mm/s is the best variation of the workpiece with the smallest maximum equivalent stress, which is 758.54 MPa. The resulting geometric accuracy in each variation is close to the expected results. The simulation results show that the selection of workpiece dimensions can affect the geometry accuracy of the simulated product. In addition, the forging speed may not affect the geometry accuracy of the simulated product. In this study, a workpiece with a thickness of 14 mm and a forging speed of 250 mm/s is the best variation of the workpiece with an average error of the smallest geometric accuracy, namely an error in volume of 4.51%, an error in surface area of 2.93%, error in length is 0.0027%, error in CCD angle is 0%, error in diameter 1 is 3.36%, and error in diameter 2 is 6.46%. Therefore, in this study it can be concluded that the variation of the workpiece with a

thickness of 14 mm and a forging speed of 250 mm/s is the best variation with the lowest force requirement and the smallest average error in geometric accuracy.

Keywords: THA, simulation, hot forging, femoral stem, stainless steel 316L

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yesus Kristus, atas berkat dan anugerah-Nya sehingga saya dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini. Penulis sangat menyadari bahwa dalam penyelesaian Tugas Akhir ini tidak terlepas dari dukungan, bantuan, dan doa berbagai pihak. Untuk itu pada kesempatan yang baik ini, penulis mengucapkan terima kasih dan penghargaan yang setinggi-tingginya kepada pihak-pihak yang telah banyak membantu dan mendukung dalam proses penyelesaian Tugas Akhir ini, antara lain:

1. Ayahanda Roland Hutajulu, Ibunda Meirince Nurlasni Pasaribu, Kakak Silvia Monica, Kakak Nancy Veronica, dan keluarga yang selalu memberikan dukungan, kasih sayang, dan doa sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
2. Ibu Dinny Harnany, S.T., M.Sc. selaku dosen pembimbing Tugas Akhir penulis yang tidak pernah berhenti memberikan saran, arahan, motivasi, dan ilmunya yang sangat bermanfaat kepada penulis. Terima kasih atas dedikasi dan waktu yang telah diberikan.
3. Bapak Arif Wahjudi, S.T., M.T., Ph.D., Bapak Ir. Sampurno, M.T., dan Bapak M. Khoirul Effendi, S.T., M.Sc.Eng., Ph.D. selaku dosen penguji tugas akhir atas semua kritik dan saran bagi penulis sehingga penulisan tugas akhir ini menjadi lebih baik.
4. Bapak Dr. Wawan Aries Widodo, S.T., M.T. selaku dosen wali penulis selama menempuh pendidikan di Teknik Mesin FTI-ITS, berkat bantuannya penulis dapat menyelesaikan perkuliahan dengan baik.
5. Seluruh Bapak dan Ibu Dosen Teknik Mesin ITS yang telah mendidik penulis dalam mempelajari ilmu teknik mesin dan juga ilmu kehidupan yang sangat luas ini.
6. Omar Fadhillah Hartawan dan Felix Rajaim B. Munthe yang telah menjadi teman seperjuangan saat mengerjakan hingga menyelesaikan riset pada tugas akhir ini.
7. Pande, Gede, Frans, Agung, Tommy, dan Japar selaku anggota PBS yang telah menemani dan membantu penulis dari awal tahun perkuliahan hingga berjuang dalam penulisan tugas akhir ini. Sampai jumpa di pengalaman seru selanjutnya.
8. Keluarga M61 yang telah memberi pengalaman dan pembelajaran berharga kepada penulis selama berkuliah di Teknik Mesin ITS yang sama-sama kita cintai.
9. Seluruh civitas akademika ITS yang baik dan ramah.
10. Semua pihak yang membantu secara langsung maupun tidak langsung, pihak yang telah memberikan ilmu dan pengalamannya selama perkuliahan dan telah mendukung dalam penulisan tugas akhir ini.

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 dampak dan manfaat bagi perkembangan ilmu pengetahuan

Surabaya, Agustus 2022



Penulis

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	v
APPROVAL SHEET	vii
PERNYATAAN ORISINALITAS	ix
STATEMENT OF ORIGINALITY	xi
ABSTRAK	xiii
ABSTRACT	xv
KATA PENGANTAR	xvii
DAFTAR ISI	xix
DAFTAR GAMBAR	xxi
DAFTAR TABEL	xxiii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Biomaterial pada Implan	5
2.2 <i>Austenitic Stainless Steel 316L</i>	7
2.3 <i>Forging</i>	8
2.3.1 <i>Cold Forging</i>	9
2.3.2 <i>Warm Forging</i>	9
2.3.3 <i>Hot Forging</i>	9
2.3.4 <i>Closed dan Open Die Forging</i>	10
2.4 Parameter <i>Forging</i>	10
2.5 <i>Finite Element Method (FEM)</i> atau Metode Elemen Hingga (MEH)	11
2.6 Prosedur Umum Metode Elemen Hingga	13
2.6.1 Verifikasi Metode Elemen Hingga	13
2.6.2 Validasi Metode Elemen Hingga	13
2.6.3 Aplikasi Metode Elemen Hingga	13
2.7 Teori Plastisitas Bahan	15
2.8 Penelitian Terdahulu	16
BAB III METODE PENELITIAN	23
3.1 <i>Flowchart</i> Penelitian	23
3.2 Observasi	24
3.3 Pemodelan	24
3.3.1 Penentuan Data Awal	25
3.3.2 Proses Desain	25
3.4 Simulasi	28
3.4.1 Penentuan Data Awal	29
3.4.2 Proses Simulasi	30
3.4.3 Analisis Hasil	33
3.5 Validasi Proses Simulasi	34
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	37
4.1 Penentuan Parameter dan Dimensi <i>Workpiece</i>	38
4.2 Analisis Kebutuhan Gaya pada Proses <i>Forging</i>	39
4.3 Analisis Hasil Kontur Tegangan	41

4.4 Analisis Geometri <i>Femoral Stem</i> Hasil <i>Forging</i>	43
4.5 Verifikasi Hasil Penelitian	48
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	51
5.1 Kesimpulan	51
5.2 Saran	51
DAFTAR PUSTAKA	53
BIODATA PENULIS	55

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 Desain <i>Hip Prosthesis</i> yang Terdiri Atas <i>Femoral Stem</i> , <i>Femoral Head</i> , dan <i>Acetabular Cup</i>	1
Gambar 2.1 (A) <i>Plates</i> , (B) <i>Screws</i> , (C) <i>Pins</i> , (D) <i>Wires</i> , dan (E) <i>Intramedullary Nails</i> yang Digunakan untuk Perbaikan Tulang	5
Gambar 2.2 Penerapan Biomaterial pada Penggantian Pinggul Total	6
Gambar 2.3 Komponen Utama dari <i>Total Hip Replacement</i>	6
Gambar 2.4 Proses <i>Open Die Forging</i> (a–c) dan <i>Closed Die Forging</i> (d)	10
Gambar 2.5 Domain dengan Dua Dimensi Umum dari Permasalahan Nilai Batas $\phi(x,y)$ (a), Elemen Hingga dengan Tiga Titik yang Didefenisikan pada Domain (b), dan Elemen Tambahan yang Menunjukkan Bagian <i>Mesh</i> Elemen Hingga dari Domain (c).....	12
Gambar 2.6 <i>Meshing</i> pada Domain dengan Batas Melengkung Dimodelkan dengan Elemen-Elemen Kotak Sebanyak 41 Elemen (a) dan <i>Fine Meshing</i> pada Domain dengan Batas Melengkung Dimodelkan dengan Elemen-Elemen Kotak Sebanyak 192 Elemen (b)	12
Gambar 2.7 Diagram Alir Penggunaan Metode Elemen Hingga pada Kasus Penempaan ...	14
Gambar 2.8 Diagram Tegangan-Regangan pada Material Ulet	16
Gambar 2.9 Kurva Tegangan Saat (a) $T=300^{\circ}\text{C}$ dan $\mu=0.05$, (b) $T=300^{\circ}\text{C}$ dan $\mu=0.07$, (c) $T=500^{\circ}\text{C}$ dan $\mu=0.05$, (d) $T=500^{\circ}\text{C}$ dan $\mu=0.07$	17
Gambar 2.10 Distribusi Tegangan (a) dan Temperatur (b) pada <i>Workpiece</i>	17
Gambar 2.11 Keseluruhan Geometri dari Proses <i>Closed-Die</i>	18
Gambar 2.12 Hasil Von-misses dari Benda Kerja	18
Gambar 2.13 Grafik Tegangan pada Benda Kerja terhadap Koordinat Titik Pusat	18
Gambar 2.14 Simulasi Produksi Bagian <i>Raw Material</i> (a), Pengurangan Tinggi (b), Bentuk Akhir (c), dan <i>Flashing</i> (d)	19
Gambar 2.15 Grafik Variasi Tegangan Efektif terhadap Radius Corner (a), Grafik Efek dari Temperatur terhadap Regangan Plastik Efektif (b), dan Grafik Perbandingan Gaya Tekan dan Ketebalan <i>Flash</i> (c)	19
Gambar 2.16 Dimensi Geometri pada Proses <i>Forming</i>	20
Gambar 2.17 Tegangan Von-misses saat Proses Penempaan	20
Gambar 3.1 <i>Flowchart</i> Penelitian	23
Gambar 3.2 Bagan Metode Penelitian	24
Gambar 3.3 <i>Flowchart</i> Pemodelan <i>Workpiece</i>	25
Gambar 3.4 <i>Sketch Femoral Stem</i>	25
Gambar 3.5 Dimensi <i>Femoral Stem</i> (a) dan <i>Die Forging</i> (b)	26
Gambar 3.6 Pemodelan 3D <i>Workpiece</i>	27
Gambar 3.7 Perbandingan Hasil Desain <i>Workpiece</i> dengan <i>Die Forging</i> Versi Pertama (a) dan Versi Terakhir (b)	27
Gambar 3.8 Pemodelan <i>Assembly 3D Workpiece</i> dan <i>Die Forging</i> Tampak Depan (a) dan Tampak Samping (b)	28
Gambar 3.9 <i>Flowchart</i> Simulasi	28
Gambar 3.10 Penentuan <i>Engineering Data</i> (a) <i>Workpiece</i> (b) <i>Upper and Lower Dies</i>	30
Gambar 3.11 Penentuan Jenis Kontak <i>Frictional Contact</i> Pertama (a) dan <i>Frictional Contact</i> Kedua (b)	31
Gambar 3.12 <i>Meshing</i> pada Simulasi	31
Gambar 3.13 Penentuan Kecepatan Awal	31
Gambar 3.14 Penentuan Letak Tumpuan	32
Gambar 3.15 Penentuan Sumbu Perpindahan	32
Gambar 3.16 Penentuan Kecepatan Penempaan	32

Gambar 3.17 Grafik Uji Konvergensi Jumlah <i>Elements</i> terhadap <i>Maximum Equivalent Von-Misses Stress</i>	33
Gambar 3.18 Contoh Hasil Simulasi <i>Hot Forging</i>	34
Gambar 3.19 Dimensi Benda Kerja <i>Ring Compression Test</i>	34
Gambar 4.1 Proses Simulasi <i>Hot Forging Femoral Stem</i>	37
Gambar 4.2 Deformasi pada <i>Workpiece</i>	38
Gambar 4.3 Dimensi <i>Workpiece</i> dengan Variasi Ketebalan (a) 12 mm, (b) 13 mm, dan (c) 14 mm	39
Gambar 4.4 <i>Nodal Contact Force</i> pada <i>Upper Die</i> (a) dan Kebutuhan Gaya pada Proses <i>Forging</i> (b)	39
Gambar 4.5 Grafik Gaya terhadap Waktu Simulasi	40
Gambar 4.6 Grafik Gaya <i>Forging</i> yang Dibutuhkan pada Setiap Variasi	40
Gambar 4.7 Deformasi <i>Workpiece</i> 12 mm dengan Kecepatan <i>Forging</i> 250 mm/s pada sumbu Y	41
Gambar 4.8 Kontur Tegangan <i>Workpiece</i> 12 mm Hasil Simulasi <i>Forging</i> pada Kecepatan <i>Forging</i> 250 mm/s	41
Gambar 4.9 Peninjauan <i>Path</i> terhadap Tegangan pada (a) <i>Head Stem</i> , (b) <i>Body Stem</i> , dan (c) <i>Tail Stem</i>	42
Gambar 4.10 Hasil Tegangan <i>Equivalent</i> pada <i>Head Stem Workpiece</i> 12 mm dengan Kecepatan <i>Forging</i> 250 mm/s	42
Gambar 4.11 Grafik Tegangan <i>Equivalent</i> Maksimum pada Daerah <i>Tail Stem</i> terhadap Variasi <i>Workpiece</i> dan Kecepatan <i>Forging</i>	43
Gambar 4.12 Luas Permukaan Bagian Tengah <i>Femoral Stem</i>	44
Gambar 4.13 Geometri <i>Femoral Stem</i>	44
Gambar 4.14 Grafik Selisih Volume Hasil Simulasi dengan Hasil yang Diharapkan	46
Gambar 4.15 Grafik Selisih Diameter 1 Hasil Simulasi dengan Hasil yang Diharapkan	46
Gambar 4.16 Grafik Selisih Diameter 2 Hasil Simulasi dengan Hasil yang Diharapkan	47
Gambar 4.17 Grafik Total <i>Force</i> terhadap <i>Die Stroke</i> pada Temperatur 300 °C	48
Gambar 4.18 Grafik Total <i>Force</i> terhadap <i>Die Stroke</i> pada Penelitian yang Dilakukan	48
Gambar 4.19 Grafik <i>Equivalent Stress</i> terhadap Perpindahan <i>Upper Die</i>	49
Gambar 4.20 Grafik <i>Equivalent Stress</i> terhadap Perpindahan <i>Upper Die</i> pada Penelitian yang Dilakukan	49

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Komposisi Kimia <i>Stainless Steel</i> untuk Implan (ASTM F138-13a)	8
Tabel 2.2 Standar Sifat Mekanik <i>Stainless Steel</i> untuk Implan (ASTM F138-13a)	8
Tabel 2.3 Perbandingan Hasil Tegangan terhadap Ketebalan <i>Plate</i>	21
Tabel 2.4 Perbandingan Hasil Tegangan terhadap Kedalaman Deformasi	21
Tabel 3.1 <i>Properties</i> Material <i>Stainless Steel</i> 316L	29
Tabel 3.2 <i>Properties</i> Material AISI H13 <i>Tool Steel</i>	29
Tabel 3.3 Parameter Uji Konvergensi Proses <i>Meshing</i>	30
Tabel 3.4 Uji Konvergensi <i>Workpiece Hot Forging</i> dengan Ukuran <i>Uniform</i> dan Variasi Ukuran Elemen	33
Tabel 3.5 Perbandingan Geometri Hasil Eksperimen dengan Hasil Simulasi	35
Tabel 4.1 Parameter Simulasi	38
Tabel 4.2 Volume <i>Workpiece</i>	38
Tabel 4.3 Gaya <i>Forging</i> yang Dibutuhkan pada Setiap Variasi	40
Tabel 4.4 Hasil Tegangan <i>Equivalent</i> Maksimum	42
Tabel 4.5 Hasil Pengukuran Akurasi Geometri	45

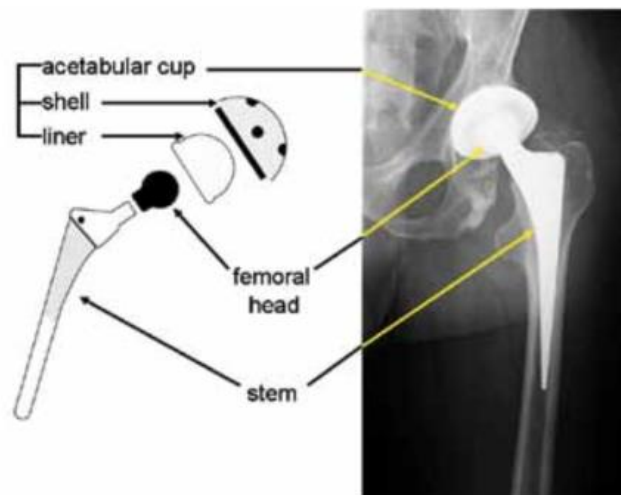
(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Radang sendi adalah peradangan pada satu atau lebih persendian yang membuat persendian menjadi kaku dan sulit digerakkan. *Osteoarthritis* (OA) menjadi salah satu jenis radang sendi (*arthritis*) yang paling umum. *Osteoarthritis* merupakan kelainan degenerasi sendi yang terjadi pada *cartilage* (tulang rawan) yang ditandai dengan timbulnya nyeri saat terjadi penekanan pada sendi yang terkena. Faktor yang dapat memengaruhi terjadinya *osteoarthritis* yaitu genetika, usia lanjut, jenis kelamin perempuan, dan obesitas. (Zhang et al, 2016). Penyakit ini dapat menyebabkan nyeri sendi, kekakuan, dan krepitasi pada tulang sendi rawan. Penyakit sendi memiliki prevalensi 7,3% di Indonesia. Penyakit ini sering dikaitkan dengan usia. Namun, ternyata penyakit persendian ini juga terjadi pada penduduk Indonesia yang berusia antara 15 hingga 24 tahun dengan angka prevalensi sekitar 1,3%. Angka ini terus meningkat pada kelompok umur 24-35 tahun sebesar 3,1% dan pada kelompok umur 35-44 tahun sebesar 6,3%. (Kemenkes, 2018)

Operasi *total hip arthroplasty* (THA) merupakan operasi medis yang sukses, aman dan hemat biaya untuk memulihkan fungsi sendi panggul dan untuk mendapatkan kembali mobilitas tanpa rasa sakit pada pasien yang menderita penyakit sendi parah atau trauma. Jumlah orang yang menjalani operasi THA diperkirakan akan terus meningkat karena populasi yang menua, penurunan usia rata-rata pada operasi pertama dan masa hidup prostesis yang terbatas. (Holzwarth, 2012)



Gambar 1. 1 Desain *Hip Prosthesis* yang Terdiri Atas *Femoral Stem*, *Femoral Head*, dan *Acetabular Cup* (Holzwarth, 2012)

THA adalah penggantian sendi panggul yang mengalami degenerasi dimana bagian bulat dari sambungan diganti seluruhnya (pendekatan konvensional) atau dipotong dan ditutup oleh penutup logam (pendekatan pelapisan ulang). Pasangan dari sambungan dalam kedua kasus digantikan oleh cangkang *semi-spherical*. Sendi pinggul buatan adalah produk rekayasa biomedis yang inovatif dan berkualitas tinggi. Meskipun sendi pinggul buatan dirancang untuk bertahan setidaknya selama 20 tahun, masa pakainya dibatasi oleh keausan. Hip prostesis merupakan penelitian dan pengembangan berkelanjutan untuk meningkatkan umur dan mengurangi kemungkinan komplikasi dan operasi revisi. Hal ini tercermin dari banyaknya variasi prostesis pinggul di pasaran, dan inovasi yang cepat di lapangan. (Holzwarth, 2012)

Implan pinggul adalah teknologi biomaterial yang dapat digunakan untuk mengembalikan fungsi tulang pangkal paha yang patah dan meningkatkan mobilitas sendi. (Ambrosio, 2017) Beberapa material yang umum digunakan adalah biomaterial yang terbuat

dari logam seperti *stainless steel* dan titanium. Implan *stainless steel*, khususnya SS 316L, sering digunakan untuk implan di dunia ortopedi karena memiliki kelebihan seperti lebih ekonomis dibandingkan titanium tetapi memiliki sifat mekanik yang baik dan mudah dalam fabrikasi. *Stainless steel* 316L sendiri merupakan baja tahan karat austenitik dengan keunggulan sifat mekanik yang baik, ketahanan korosi yang baik dan biokompatibilitas yang tinggi dengan tubuh manusia (Jones, 2017). Standar medis ASTM F13813a untuk material implan “*Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implant (UNS S31673)*” menetapkan bahwa implan tulang 316L harus memiliki kandungan kromium tinggi 16-18% dan kandungan nikel 13-15% untuk meningkatkan ketahanan terhadap korosi.

Ada beberapa cara untuk membuat implan dalam *femoral stem* pada *hip prosthesis* seperti pengecoran dan penempaan (Merola, 2019). Penempaan adalah proses deformasi di mana benda kerja ditempatkan di antara dua cetakan yang disebut dies. Penekanan dilakukan menggunakan tekanan kejut atau perlahan. Apabila dibandingkan dengan produk hasil *casting*, produk hasil tempa memiliki keunggulan seperti nilai kekuatan tarik 26% lebih tinggi dari produk hasil *casting*, kekuatan leleh 37% lebih tinggi dari produk hasil *casting*, dan kekuatan luluh produk hasil *casting* hanya 66% dari produk hasil *forging*. Oleh karena itu, implan tempa memiliki sifat mekanik yang lebih baik daripada yang dibuat dengan *casting* (Williams, 2007). Oleh karena itu, metode penempaan adalah metode pilihan terbaik yang digunakan untuk menggantikan peran fungsi tulang asli.

Operasi pemasangan implan sendi panggul meningkat setiap tahun di Indonesia. Untuk memenuhi kebutuhan secara nasional, Indonesia masih mengimpor *hip prosthesis*. Akan tetapi bentuk anatomi orang Indonesia, yaitu ras Mongoloid menjadi kendala karena berbeda dengan anatomi ras lain yang ada di dunia. Selain permasalahan bentuk dan ukuran, harga implan jauh lebih murah jika diproduksi dalam negeri. Oleh karena itu, penelitian ini dibutuhkan untuk memodelkan *hip prosthesis* yang sesuai dengan masyarakat Indonesia.

Penelitian sebelumnya yang membahas simulasi *software* untuk pembuatan produk THA sudah pernah dilakukan oleh Muhammad Ghusti Rakha Pratama pada tahun 2020 (M. Ghusti, 2020). Penelitian ini memiliki kekurangan yaitu hasil akhir tegangan von-mises pada benda kerja yang terlalu besar dan simulasi dilakukan dengan perangkat lunak yang kurang spesifik dalam kegiatan manufaktur *forming*.

Pada penelitian yang akan dilakukan ini, simulasi pemodelan *femoral stem* akan menggunakan metode *finite element method* dengan *software* ANSYS. Pembuatan *femoral stem* dilakukan dengan *hot forging* dari *stainless steel* 316L. Model *femoral stem* yang akan digunakan disesuaikan dengan ukuran anatomis orang Indonesia, yaitu ras Mongoloid. Pada proses pertama *workpiece* akan didesain bervariasi sesuai dengan model *hip prosthesis* menggunakan material *stainless steel* 316L berbentuk plat. Setelah itu dilakukan simulasi *hot forging* menggunakan *workpiece* yang sudah dibuat. Simulasi akan dilakukan dengan variasi *workpiece* hasil desain. Hasil simulasi ini digunakan untuk analisis gaya *forging* yang dibutuhkan, *stress* pada *workpiece*, dan akurasi geometri hasil simulasi. Hasil simulasi *hot forging* dengan *hip prosthesis* akan memberikan informasi yang berguna sebagai referensi bagi manufaktur implant khususnya manufaktur lokal mengenai kekuatan minimum dari mesin *forging* dan jumlah material yang dibutuhkan untuk membentuk *hip prosthesis*.

1.2 Rumusan Masalah

Untuk tugas akhir ini terdapat rumusan masalah sebagai berikut:

1. Berapa dimensi *workpiece* dan kecepatan *forging* yang membutuhkan gaya *forging* paling rendah berdasarkan simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA?

2. Berapa dimensi *workpiece* dan kecepatan *forging* yang mengalami *stress* paling rendah berdasarkan simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA?
3. Berapa akurasi geometri *femoral stem* hasil simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA?

1.3 Batasan Masalah

Pada tugas akhir ini terdapat batasan masalah yaitu:

1. Material yang digunakan bersifat homogen dan isotrop
2. Dimensi *femoral stem* yang terbentuk akan disesuaikan dengan profil dimensi ras mongoloid (Indonesia)
3. Untuk mempercepat simulasi, kecepatan *die* sebelum menyentuh benda kerja dianggap konstan
4. Analisis tidak termasuk efek perpindahan panas
5. Kedua *die* dianggap berbentuk *rigid*
6. Distribusi temperatur pada benda kerja merata

1.4 Tujuan Penelitian

Mengacu pada rumusan masalah di atas, maka tujuan dari tugas akhir ini adalah:

1. Menentukan dimensi *workpiece* dan kecepatan *forging* yang membutuhkan gaya *forging* paling rendah berdasarkan simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA.
2. Menentukan dimensi *workpiece* dan kecepatan *forging* yang mengalami *stress* paling rendah berdasarkan simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA.
3. Menganalisis akurasi geometri *femoral stem* hasil simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari dilakukannya tugas akhir ini adalah:

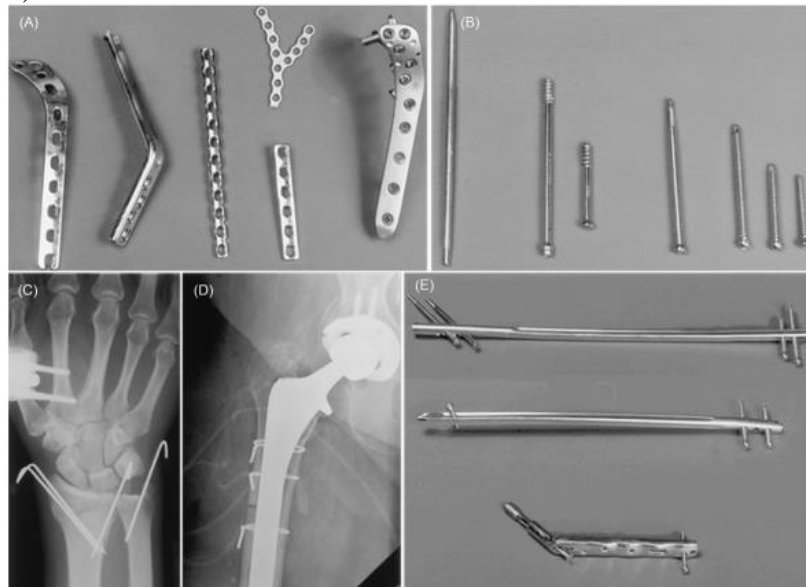
1. Sebagai referensi untuk menganalisis *forging* pada material implan *femoral stem* menurut ukuran anatomi bangsa Indonesia (ras mongoloid)
2. Sebagai sarana penelitian dan pengembangan ilmu pengetahuan khususnya di bidang kesehatan khususnya material implan tulang
3. Meningkatkan kemampuan mahasiswa untuk menggunakan perangkat lunak desain dan simulasi

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

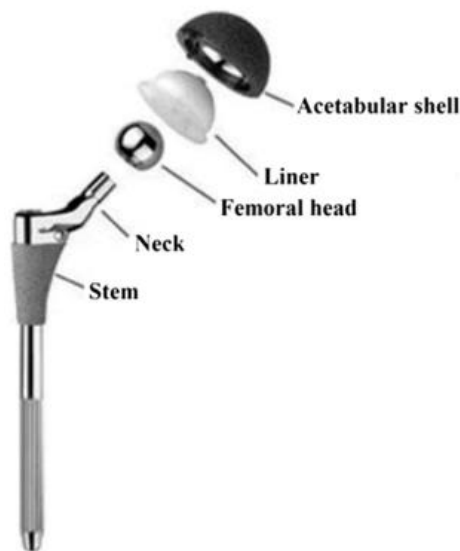
2.1 Biomaterial pada Implan

Biomaterial adalah suatu material yang bersentuhan langsung dengan sistem biologis suatu organisme hidup, yang harus mempunyai ciri-ciri antara lain tidak menimbulkan dampak negatif bagi tubuh, tahan terhadap korosi, dan memiliki kekuatan fisik dan ketangguhan (Bombac et al., 2007). Awalan kata bio pada biomaterial mengacu pada biokompatibilitas (Chen, 2015). Pemilihan biomaterial sangat memperhatikan sifat biokompabilitas. Menurut IUPAC (International Union of Pure and Applied Chemistry) biokompatibilitas (*biomedical therapy*) adalah kemampuan *host* untuk merespons aplikasi tertentu, atau kemampuan untuk kontak dengan jaringan *host* tanpa menyebabkan efek samping (Williams, 2007). Biokompatibilitas juga mengkaji efek fisik yang selaras dari bahan yang diimplantasikan pada jaringan sekitarnya, seperti sifat mekanik material pada tulang di sekitarnya. Menurut konsep ini, biokompatibilitas biomaterial logam yang diimplan secara langsung ditentukan oleh ketahanan korosi dan efek biologis dari ion logam yang dihasilkan (Chen, 2015). Contoh aplikasi biomaterial yang digunakan dalam dunia medis adalah sebagai plat penyambung tulang (Cahyanto, 2009).



Gambar 2. 1 (A) *Plates*, (B) *Screws*, (C) *Pins*, (D) *Wires*, dan (E) *Intramedullary Nails* yang Digunakan untuk Perbaikan Tulang (Jin, 2017)

Menurut usia penggunaannya, implan tulang dibagi menjadi implan sementara dan implan permanen. Implan sementara diperlukan untuk memperbaiki tulang yang patah selama proses penyembuhan. Implan sementara termasuk *plates*, *screws*, *pins*, *wires*, dan *intramedullary nails* seperti pada gambar 2.1 berfungsi untuk waktu yang relatif singkat hanya sampai tulang sembuh. Sedangkan implan permanen diharapkan untuk berperan dalam tubuh manusia sepanjang hidup pasien. Implan permanen dapat dibuat dari baja, keramik, dan polimer. Contoh implan permanen adalah pada persendian termasuk pinggul, lutut, pergelangan kaki, dan bahu. Secara khusus, prostesis sendi pinggul dan lutut berkembang dengan pesat dan sering digunakan di dunia medis dalam beberapa tahun terakhir. Namun, geometri yang kompleks dan analisis aliran beban yang sulit membuat prostesis sulit untuk dirancang. Penggantian pinggul total terdiri atas batang (*stem*), kepala femoral (*femoral head*), *liner*, dan *acetabular cup*. *Liner* melindungi *cup* dari keausan dan *cup* melindungi tulang induk. Contoh penerapan biomaterial pada penggantian pinggul total dengan ilustrasi pada tubuh manusia ditunjukkan pada Gambar 2.2. (Jin, 2017)



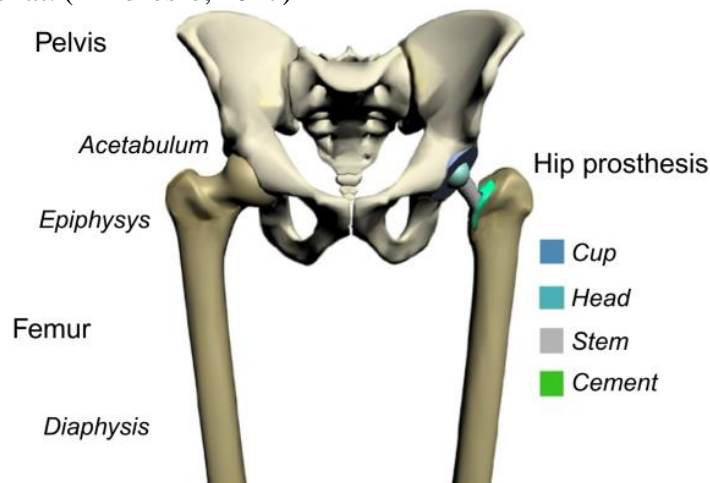
Gambar 2. 2 Penerapan Biomaterial pada Penggantian Pinggul Total (Jin, 2017)

Desain dan pemilihan biomaterial tergantung pada aplikasi medis yang spesifik. Agar dapat digunakan dengan aman dan dalam jangka waktu yang lama tanpa penolakan, implan logam harus memiliki karakteristik penting berikut, tetapi tidak terbatas pada (Chen, 2015):

1. Biokompatibilitas yang sangat baik (tidak beracun)
2. Ketahanan korosi yang tinggi
3. Sifat mekanik yang sesuai
4. Ketahanan aus yang tinggi

Hip Arthroplasty (Femoral Stem)

Hip arthroplasty adalah pendekatan operasi yang paling umum untuk memulihkan biomekanik dari pinggul yang rusak. Teknik yang diperkenalkan pada tahun 1960 oleh John Charnley ini merupakan tonggak sejarah dalam operasi pinggul ortopedi. Gambar 2.3 menunjukkan konfigurasi sendi panggul yang sehat dan komponen utama dari penggantian panggul total. Pada dasarnya prostesis terdiri atas komponen *femoral* yang berhubungan dengan *acetabular cup*. Bagian-bagian seperti leher dan kepala komponen femoralis yang membentuk batang dapat dipisahkan satu sama lain oleh permukaan yang meruncing. Komponen *femoral* dan *acetabular* dapat diberikan perlakuan *cemented* atau *non-cemented*. *Cemented prosthesis* diindikasikan ketika jaringan bermasalah tidak memenuhi persyaratan umum untuk kesesuaian dan struktur yang sehat. (Ambrosio, 2017)



Gambar 2. 3 Komponen Utama dari *Total Hip Replacement* (Ambrosio, 2017)

Femoral Stem (Prosthetic Stem)

Batang prostetik adalah bagian pinggul yang bergabung ke tulang paha. Batang masuk ke dalam jalur sumsum melalui epifisis dari tulang paha. Sehingga batang menggantikan tulang *cancellous*, menempati bagian *medullary canal*, dan menggantikan sebagian jaringan *femoral head*. *Femoral stem* dapat menyatu dengan material sintetis dan bertindak sebagai pengganti tulang paha asli secara biomekanikal. Penyisipan batang paha ke dalam kanal tetap satu-satunya pendekatan untuk merehabilitasi sendi manusia lainnya. Secara umum, *stainless steel* dengan kekuatan tinggi, paduan kobalt-krom (CoCr) dan paduan aluminium vanadium titanium (Ti6Al4V) telah digunakan sebagai bahan untuk pembuatan batang paha. Pemilihan material logam sangat bergantung pada nilai kekuatan kelelahan dari logam tersebut. (Ambrosio, 2017)

2.2 Austenitic Stainless Steel 316L

Stainless steel adalah baja paduan yang memiliki kandungan kromium dengan persentase 11-30 berat. Baja ini sering digunakan sebagai material implan. *Stainless steel* digunakan dalam kondisi dengan persyaratan tinggi untuk ketahanan korosi dan ketahanan panas. *Stainless steel* harus memiliki kandungan kromium minimal 11%. Selain Cr, elemen lain seperti nikel, molibdenum, tembaga, titanium, dan niobium ditambahkan ke *stainless steel* untuk meningkatkan ketahanan korosi dan memperbaiki struktur mikro dan sifat mekanik. (Davis, 1994)

Kelebihan *stainless steel* adalah memiliki nilai keuletan yang sangat tinggi, lebih terjangkau, dan relatif mudah untuk dibentuk dibandingkan dengan paduan lain yang digunakan dalam implan ortopedi. *Stainless steel* juga dapat dibagi menjadi empat kategori berdasarkan sifat mikrostruktur paduan (Jones, 2017) *Stainless steel* austenitik adalah yang paling umum digunakan karena ketahanan korosinya yang tinggi, sifat mekanik yang sangat baik, kemampuan las yang baik, dan biaya perawatan yang rendah. (Davis, 1994)

Austenitic stainless steel adalah jenis *stainless steel* yang paling umum dan mudah dikenali sebagai non-magnetik. *Stainless steel* jenis ini sangat mudah dibentuk dan dapat dilas. *Austenitic stainless steel* mengandung sekitar 16-25% kromium dan nitrogen dalam campuran, yang keduanya berkontribusi terhadap ketahanan korosi yang tinggi (McGuire, 2008). *Austenitic stainless steel* juga memiliki kandungan nikel sekitar 8-20% (Chen, 2015). Kandungan nikel pada *austenitic stainless steel* membuat fasa *austenite* stabil pada suhu ruang. Kandungan kromium menunjukkan nilai ketahanan korosi *stainless steel* dan membantu meningkatkan nilai stabilitas oksida pada permukaan. Akibatnya, *austenitic stainless steel* memiliki ketahanan korosi dan kekuatan yang baik, yang dapat digunakan sebagai bahan implan (Talha, 2013).

Austenitic stainless steel memiliki struktur kristal FCC, yang memungkinkan diberi perlakuan *rolling* hingga 90% (Mabruri, 2016). Struktur austenitik FCC sangat tangguh, ulet, dan juga tidak kehilangan kekuatannya pada suhu tinggi seperti pada *ferritic stainless steel* dengan struktur kristal BCC (McGuire, 2008). *Austenitic stainless steel* juga dapat diberikan perlakuan *cold-working* untuk nilai kekerasan yang lebih besar.

Austenitic stainless steel, terutama tipe 316 dan 316L paling sering digunakan sebagai material implan. *Stainless steel* 316L memiliki kandungan kromium dan nikel yang tinggi dan rendah karbon. Kandungan molibdenum pada *stainless steel* 316L meningkatkan ketahanan korosi *stainless steel* 316L pada larutan klorida (air garam) (Park, 2003). Kandungan material disesuaikan dengan “ASTM F138-13a “Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implant (UNS S31673)” yang dijelaskan dalam Tabel 2.1 dan 2.2.

Tabel 2. 1 Komposisi Kimia *Stainless Steel* untuk Implan (ASTM F138-13a) (ASTM, 2013)

<i>Element</i>	<i>Composition % (mass/mass)</i>
<i>Carbon</i>	0.03 max
<i>Manganese</i>	2 max
<i>Phosphorus</i>	0.025 max
<i>Sulfur</i>	0.010 max
<i>Silicon</i>	0.75 max
<i>Chromium</i>	17.00 to 19.00
<i>Nickel</i>	13.00 to 15.00
<i>Molybdenum</i>	2.25 to 3
<i>Nitrogen</i>	0.10 max
<i>Copper</i>	0.50 max
<i>Iron</i>	<i>Balance</i>

Tabel 2. 2 Standar Sifat Mekanik *Stainless Steel* untuk Implan (ASTM F138-13a) (ASTM, 2013)

<i>Condition</i>	<i>Annealed</i>
<i>Ultimate Tensile Strength (MPa)</i>	490
<i>Yield Strength (MPa)</i>	190
<i>Elongation (%)</i>	40
<i>Reduction in Area (%)</i>	50

2.3 Forging

Forging adalah proses di mana benda kerja dibentuk oleh gaya tekan yang diterapkan melalui berbagai cetakan dan perkakas. Proses ini merupakan salah satu operasi pengerjaan logam tertua. Sebagian besar proses penempaan membutuhkan satu set cetakan dan palu tempa. Tidak seperti proses pembentukan logam lainnya, yang umumnya menghasilkan *plates, sheets, strip*, atau berbagai penampang struktural yang bervariasi, penempaan sebagian besar digunakan untuk menghasilkan bagian-bagian yang terpisah. Penempaan dapat diklasifikasikan secara luas berdasarkan beberapa faktor, seperti temperatur, perkakas yang digunakan untuk operasi penempaan, desain cetakan dalam penempaan, dan lain-lain. Namun, klasifikasi yang paling umum didasarkan pada temperatur dan desain cetakan. (Chandrasekaran, 2010)

Apabila dibandingkan dengan produk hasil *casting*, produk hasil tempa memiliki keunggulan sebagai berikut :

- *Forging* menghasilkan produk dengan material yang lebih kuat dan ringan karena memiliki nilai kekuatan tarik 26% lebih tinggi dari material produk hasil *casting*.
- *Forging* menghasilkan produk yang lebih tahan lama karena memiliki kekuatan leleh 37% lebih tinggi dari material produk hasil *casting*.
- Produk hasil *casting* memiliki kekuatan luluh hanya 66% dari produk hasil *forging*. Kekuatan luluh adalah indikator seberapa banyak benda akan menahan sebelum mulai berubah bentuk.
- Material yang ditempa memiliki area yang berkurang 58% saat mengalami gaya tarik untuk dirusak. Sedangkan material yang dicor hanya turun 6% di suatu area. Ini berarti ada lebih banyak deformasi sebelum kegagalan pada produk hasil tempa. (Williams, 2007)

2.3.1 Cold Forging

Cold forging adalah proses dalam industri pembentukan logam untuk mencapai produk dalam bentuk dan sifat akhir dengan pemesinan minimum. Penempaan dingin adalah proses produksi yang membutuhkan pemesinan lebih sedikit, waktu produksi yang singkat dan produk dengan kekuatan mekanik yang lebih tinggi daripada bagian hasil proses produksi lainnya.

Cold forging adalah proses yang dilakukan di bawah suhu rekristalisasi, diterapkan untuk menghasilkan bagian-bagian kecil dari berbagai geometri dan memiliki keunggulan seperti meminimalkan limbah, meningkatkan sifat mekanik seperti kekuatan luluh dan kekerasan, lebih ekonomis untuk digunakan, permukaan akhir yang sangat baik, menghemat energi dibandingkan dengan penempaan panas atau penempaan hangat, dan alat ini tidak terlalu mengalami kelelahan termal. (Roque, 2000)

2.3.2 Warm Forging

Warm forging biasanya dilakukan antara suhu *recovery* material dan suhu rekristalisasi ($0,2T_m-0,4T_m$). Jenis penempaan ini lebih disukai ketika nilai kekuatan dan sifat lainnya perlu dipertahankan tetapi tidak jauh di atas nilai awal. Penempaan hangat memiliki beberapa keuntungan termasuk lebih murah daripada penempaan panas atau dingin. Dibandingkan dengan penempaan dingin, penempaan panas memiliki beberapa keunggulan, seperti pengurangan beban pahat, pengurangan beban tekan, keuletan yang lebih tinggi dan proses *annealing* yang lebih pendek sebelum penempaan. Di sisi lain, suhu yang digunakan dalam penempaan hangat lebih rendah daripada penempaan panas, yang mengurangi biaya energi dan menghilangkan kebutuhan akan alat khusus yang diperlukan untuk penempaan panas. Jenis pengerjaan logam ini terbatas pada kisaran suhu 0,2-0,4 kali titik leleh (T_m) dari setiap material atau paduan. Penempaan hangat menghasilkan permukaan akhir yang dapat diterima dengan kebutuhan energi sedikit lebih rendah. Proses ini biasanya tidak memerlukan *annealing* pada penempaan di tahap menengah. (Chandrasekaran, 2010)

2.3.3 Hot Forging

Hot forging merupakan proses penempaan yang paling umum digunakan dalam proses manufaktur. Penempaan panas menghasilkan metal yang lebih kuat daripada metal hasil proses *casting*. Dengan demikian, teknologi penempaan panas memiliki tempat khusus dalam memproduksi bagian-bagian dengan sifat mekanik yang unggul dengan limbah material yang minimal (Hashmi, 2014). Dalam penempaan panas, penempaan terjadi pada suhu di atas temperatur rekristalisasi logam, yaitu suhu di mana butiran baru terbentuk dalam logam. Temperatur ekstrim ini diperlukan untuk mencegah logam mengalami *strain hardening* selama deformasi.

Dalam proses manufaktur industri, gesekan sangat berperan. Gesekan pada *die* dan *workpiece* mencegah material di dekat permukaan menyebar, sementara material di tengah lebih mudah menyebar. Hasilnya adalah bentuk laras yang dibuat pada bagian tersebut. Menurut istilah penempaan logam, efek ini adalah laras. Laras sering tidak diinginkan dan dapat dikontrol dengan pelumasan yang efektif. Pertimbangan lain dalam proses manufaktur penempaan panas adalah perpindahan panas antara logam panas dan *die* pendingin yang dapat meningkatkan efek laras. Logam *workpiece* di dekat permukaan *die* mendingin lebih cepat daripada logam di tengah. Bagian yang lebih dingin akan lebih tahan terhadap deformasi yang menyebabkan pengembangan lebih sedikit daripada bagian yang lebih panas di tengah. Hal ini yang disebut sebagai efek laras. (Battin, 2009)

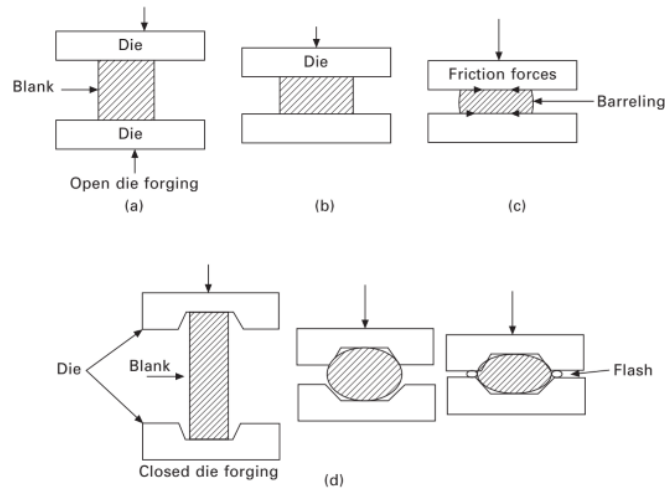
Keuntungan penempaan panas adalah:

- Menghilangkan pengerasan akibat regangan
- Penurunan *yield strength* yang menyebabkan tegangan aliran lebih rendah, sehingga deformasi plastis lebih mudah pada beban rendah
- Meningkatkan keuletan

- Mengurangi ketidakhomogenan komposisi kimia
- Dapat menutup atau menghilangkan pori-pori selama proses penempaan (Chandrasekaran, 2010)

2.3.4 Closed dan Open Die Forging

Tipe *forging* juga dapat dibagi berdasarkan desain cetakan, yaitu *open-die forging* dan *closed-die forging*. Untuk membuat implant tulang pada bidang medis biasanya menggunakan tipe *closed-die forging*.



Gambar 2. 4 Proses *Open Die Forging* (a–c) dan *Closed Die Forging* (d) (Chandrasekaran, 2010)

Pada *open-die forging*, sesuai gambar 2.4a, cetakan menerima gaya tekan dari *punch* yang berada di dalam rongga. Namun, jenis penempaan ini terbatas pada bentuk yang sederhana dan ukuran yang besar. *Open die forging* sering dipakai untuk industri atau pabrik logam besar.

Pada Gambar 2.4b, *punch* dalam proses *closed-die forging* membentuk sesuai cetakan dengan memberikan gaya tekan pada material. Ketika tekanan ini terjadi, benda kerja mengisi cetakan. Volume material dalam jenis penempaan ini identik dengan volume akhir produk dengan beberapa toleransi tambahan. Manfaat dari metode *closed die* adalah menghasilkan material untuk bagian-bagian yang sangat detail apabila dibandingkan *open die forging*. Selain itu, *closed die forging* dapat digunakan untuk menempa benda berbentuk rumit. Jenis penempaan ini adalah metode terbaik karena toleransi kecil dapat diperoleh dan bagian detail tanpa kecacatan. Sebagian besar bahan implan tulang dibuat dan dilanjutkan dengan jenis cetakan ini dan dilanjutkan proses *finishing*. (Chandrasekaran, 2010)

2.4 Parameter Forging

Material akan mengalami deformasi plastis dan gesekan selama proses penempaan. Selama proses *metal forming*, kedua deformasi ini menghasilkan panas. Hampir 90-95% energi mekanikal dalam proses penempaan diubah menjadi panas. Pada peralatan penempaan berkecepatan tinggi seperti penekan (*press*) mekanis, penekan ulir, dan palu, penimbunan energi panas dianggap sebagai fenomena yang signifikan. Selama proses penempaan, sebagian panas yang dihasilkan diubah menjadi energi yang menyebabkan deformasi logam dan alat bersentuhan dengan logam tersebut. Akan tetapi, sebagian dari energi panas tetap berada di bagian yang terdeformasi. Suhu yang dihadapi selama penempaan memengaruhi kondisi pelumasan, masa pakai alat, struktur mikro dan sifat material yang ditempa.

Perkembangan analisis elemen hingga dapat menganalisis energi panas yang dihasilkan, efek kecepatan tekan, waktu kontak, dan perpindahan panas pada pembentukan logam dengan simulasi secara rasional pada komputer. Parameter seperti material (*workpiece*), koefisien

perpindahan panas pada permukaan cetakan, koefisien konveksi termal, dan emisivitas harus diketahui untuk mendapatkan perhitungan perpindahan panas yang akurat.

Pada proses pembentukan material logam, proses perpindahan panas bergantung terhadap :

- a. Temperatur *workpiece* (material) awal
- b. Temperatur *die* awal
- c. Energi panas inelastic yang dihasilkan
- d. Energi panas yang dihasilkan karena gesekan antara *workpiece* dan permukaan *die*
- e. Kontak konduktansi
- f. Koefisien konveksi termal

Temperatur sesaat rata-rata dalam deformasi benda kerja, T , saat proses pembentukan logam dapat dihitung dengan,

$$T = T_w + T_d + T_f - T_t - T_r - T_c \dots\dots\dots (2.1)$$

dimana,

T_w = temperatur awal *workpiece*,

T_d = kenaikan temperatur akibat deformasi inelastic,

T_f = kenaikan temperatur akibat gesekan,

T_t = penurunan temperatur akibat konduktansi kontak,

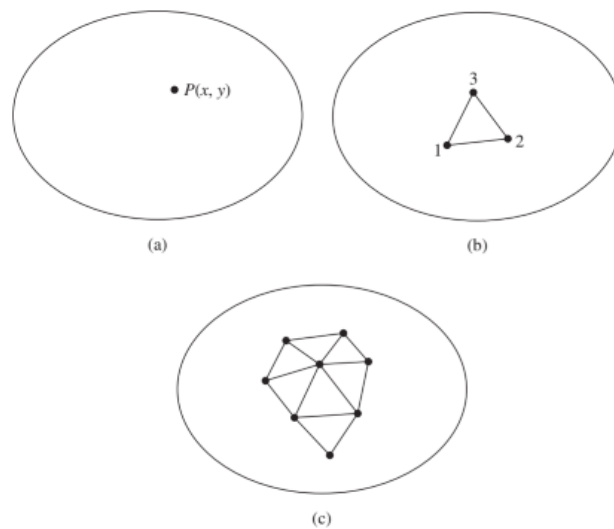
T_r = penurunan temperatur akibat radiasi termal,

T_c = penurunan temperatur akibat konveksi (Altan, 2005)

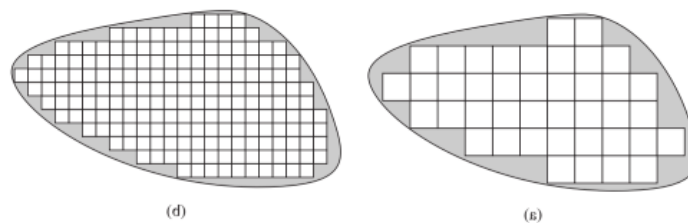
2.5 Finite Element Method (FEM) atau Metode Elemen Hingga (MEH)

Metode elemen hingga (MEH) adalah prosedur numerik yang dapat digunakan untuk menyelesaikan masalah pada bidang rekayasa (*engineering*), seperti analisis tegangan pada struktur, frekuensi natural, perpindahan panas, elektromagnetisme, dan aliran fluida. Metode ini digunakan dalam masalah teknis di mana solusi eksak atau solusi analitik tidak bisa menyelesaikannya. Inti dari MEH adalah membagi suatu objek yang akan dianalisis, menjadi beberapa bagian dengan jumlah hingga (*finite*). Bagian-bagian ini disebut elemen, di mana setiap elemen dihubungkan dengan yang lain oleh melalui *node*. Kemudian persamaan matematika dibangun untuk mewakili objek. Proses membagi objek menjadi beberapa bagian disebut *meshing*. Penyelesaian metode elemen hingga menggunakan matriks. Perangkat komputer diperlukan untuk menghitung persamaan ini karena perhitungan metode ini banyak dan kompleks. Perhitungan keseluruhan sistem merupakan persamaan serentak yang direpresentasikan dalam bentuk matriks.

Metode elemen hingga menguraikan struktur menjadi substruktur elastik (elemen) yang kecil tetapi terbatas dan terdefinisi dengan baik. Rangkaian elemen-elemen yang dihasilkan disebut *mesh* elemen hingga, seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.5 dan 2.6. Biasanya, elemen-elemen yang digunakan pada *meshing* berbentuk garis lurus, sehingga tidak mungkin untuk mengisi semua domain fisis pada elemen *mesh* jika domain tersebut memiliki batas-batas yang lengkung, seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.6a, dimana domain tersebut memiliki batas melengkung dengan *meshing* menggunakan elemen-elemen kotak. *Meshing* yang lebih halus untuk domain yang sama dengan elemen berbentuk sama tetapi lebih kecil dan lebih banyak ditunjukkan pada gambar 2.6b. *Meshing* yang semakin halus atau semakin besar jumlah bentuk elemennya memiliki akurasi pendekatan yang lebih baik. Jika hasil fungsi interpolasi memenuhi persyaratan matematika tertentu, solusi elemen hingga dari kasus tersebut dapat dikatakan mendekati (konvergen) terhadap solusi eksaknya.



Gambar 2. 5 Domain dengan Dua Dimensi Umum dari Permasalahan Nilai Batas $\phi(x,y)$ (a), Elemen Hingga dengan Tiga Titik yang Didefinisikan pada Domain (b), dan Elemen Tambahan yang Menunjukkan Bagian *Mesh* Elemen Hingga dari Domain (c) (Hutton, 2004)



Gambar 2. 6 *Meshing* pada Domain dengan Batas Melengkung Dimodelkan dengan Elemen-Elemen Kotak Sebanyak 41 Elemen (a) dan *Fine Meshing* pada Domain dengan Batas Melengkung Dimodelkan dengan Elemen-Elemen Kotak Sebanyak 192 Elemen (b) (Hutton, 2004)

Setelah itu, menjadi mudah untuk menggunakan perpindahan untuk menentukan regangan dan tegangan pada persamaan konstitutif dari elastisitas. Model elemen hingga sangat mementingkan nilai input karena dapat menentukan keakuratan model, termasuk sifat material dari bagian struktur yang berbeda, kondisi batas, beban eksternal dalam struktur, akurasi *mesh*, dan jenis elemen. Banyak cara untuk mendefinisikan elemen berdasarkan geometri dan beban struktur, dari unsur-unsur dengan garis sederhana pada satu dimensi sederhana hingga unsur-unsur solid dengan tiga dimensi. Unsur solid tiga dimensi dapat digunakan untuk permasalahan dengan tiga. Contohnya adalah berbagai jenis elemen padat seperti *brick*, *wedge*, dan elemen dengan *tetrahedral*. Elemen *tetrahedral* dapat beradaptasi dengan geometris yang baik dan cocok untuk *mesh* otomatis, sedangkan elemen *brick* dan *wedge* lebih cocok untuk *mesh* manual. (Logan, 2012)

Analisis struktural meliputi getaran, tegangan, dan beban tekuk (*buckling*). Sedangkan masalah non-struktural meliputi aliran fluida, perpindahan panas, dan distribusi potensi magnetik dan distribusi listrik. Menggunakan metode elemen hingga dapat memudahkan operator untuk mengidentifikasi dan mengevaluasi tegangan, getaran, dan suhu desain sebelum prototipe dibuat. Oleh karena itu, tingkat kesalahan prototipe berkurang. Selain itu, metode ini memiliki beberapa keunggulan lain, antara lain :

- a. dapat dengan mudah memodelkan geometri yang tidak beraturan
 - b. dapat melakukan analisis terhadap pengaruh dinamis
 - c. dapat digunakan untuk menangani kondisi batas yang banyak dan beragam
- (Logan, 2012)

2.6 Prosedur Umum Metode Elemen Hingga

Analisis elemen hingga memiliki tiga prosedur umum yaitu *pre-processing*, *solution*, dan *post-processing*.

1. *Pre-processing*

Pembuatan model dilakukan dalam proses ini, yang melibatkan definisi material, pembuatan model solid, dan *meshing*. Tahapan penting dalam proses ini antara lain :

- Menentukan jenis elemen yang digunakan
- Mendefinisikan sifat-sifat dari material
- Membuat geometri dari model
- Menghasilkan *meshing*

2. *Solution*

Proses ini digunakan untuk mendapatkan solusi untuk model elemen hingga yang dihasilkan dalam *pre-processing*. Tahapan penting dalam proses ini antara lain:

- Menentukan jenis analisis dan opsi analisis
- Menentukan batasan kondisi
- Mendapatkan solusi

3. *Post-processing*

Dalam proses ini, hasil pada waktu tertentu (jika jenis analisis bersifat sementara) di seluruh atau sebagian model ditinjau. Proses ini juga termasuk memplot kontur, tampilan vektor, bentuk hasil deformasi, dan daftar hasil-hasil dalam format tabel. (Madenci, 2015)

2.6.1 Verifikasi Metode Elemen Hingga

Verifikasi adalah proses untuk memeriksa kesesuaian simulasi yang dilakukan dengan memeriksa simulasi tersebut. Verifikasi digunakan untuk menunjukkan bahwa simulasi yang dijalankan dalam penelitian ini sudah benar. Verifikasi dapat dilakukan dengan membandingkan hasil simulasi dengan hasil simulasi lain yang memiliki masalah dan system metode elemen hingga yang serupa. (Logan, 2012)

2.6.2 Validasi Metode Elemen Hingga

Validasi adalah proses yang menentukan apakah model simulasi konseptual memang merupakan representasi akurat dari sistem nyata yang dimodelkan. Validasi dimaksudkan agar penelitian ini dapat diterima atau disetujui. Validasi MEH dilakukan dengan membandingkan hasil simulasi dengan eksperimen dan/atau hasil simulasi pada penelitian yang telah dipublikasikan sebelumnya. Suatu model dapat dikatakan valid jika tidak berbeda secara signifikan dengan kondisi yang diamati secara nyata, baik dalam sifat-sifatnya maupun perilakunya. (Logan, 2012)

2.6.3 Aplikasi Metode Elemen Hingga

Fabrikasi logam merupakan proses manufaktur yang umum karena dapat menghasilkan dimensi yang presisi dengan limbah minimal dan meningkatkan sifat mekanik *workpiece*. Akan tetapi urutan pembentukan desain baru tidak mudah dan membutuhkan banyak *trial and error* agar kondisi produksi memuaskan. Metode empiris *trial and error* sering digunakan untuk desain pembentukan logam, tetapi metode ini mahal dan membutuhkan waktu yang lama.

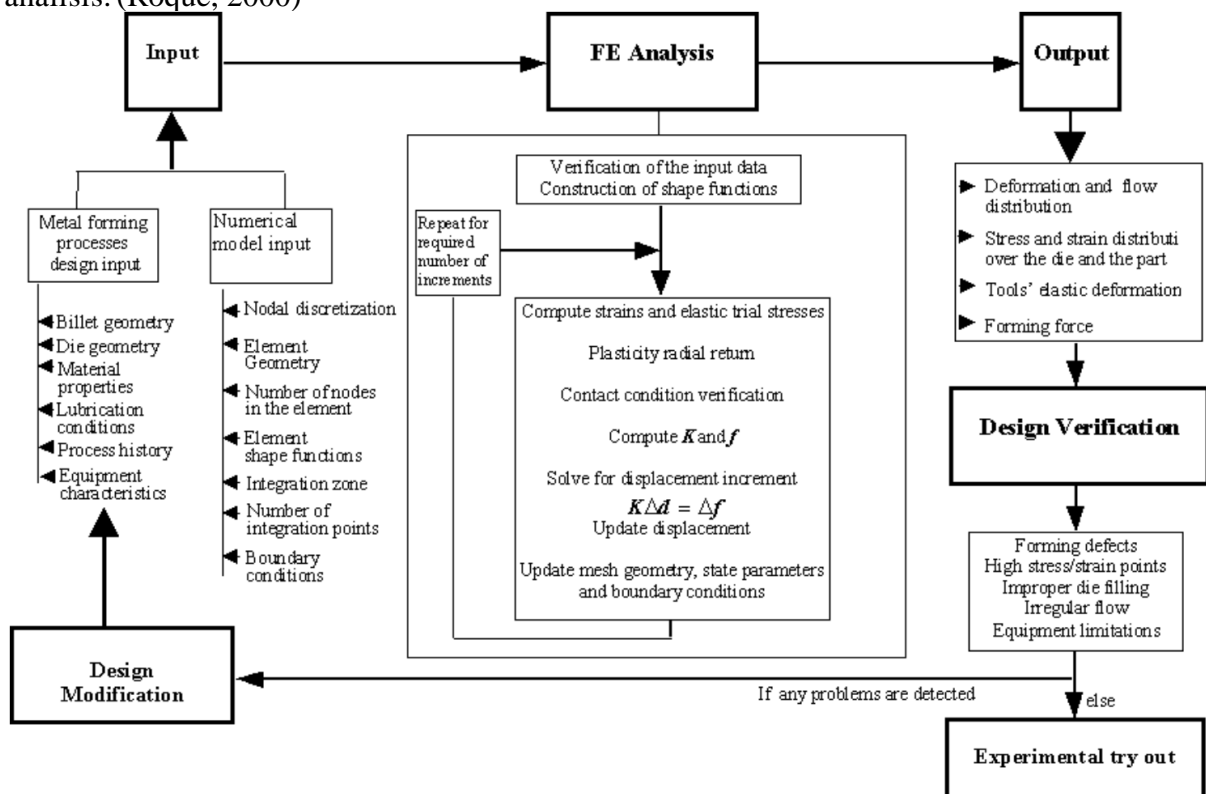
Simulasi dengan komputer merupakan salah satu solusi yang telah digunakan pada industri pembentukan logam sejak tahun 1980. Analisis fabrikasi logam dapat dilakukan pada tiga skala pemodelan. Skala pertama yaitu pemodelan global menggunakan metode analitik untuk memprediksi proses atau beban kerja. Analisis dengan skala lokal digunakan untuk

memprediksi variabel-variabel termo-mekanis antara lain regangan, laju regangan, dan temperatur.

Dengan kemajuan pada bidang mekanika komputasi, metode numerik menjadi alternatif yang murah untuk pemodelan lokal. Pemodelan dengan skala mikro digunakan untuk menghitung pembaruan atau perubahan struktur mikro selama pembentukan. Pemodelan lokal adalah pendekatan yang paling umum karena analisis dengan skala global hanya dapat diterapkan pada situasi sederhana dan model mikro masih baru dan hanya dapat digunakan pada kondisi tertentu. Metode elemen hingga (MEH) sering digunakan pada analisis proses pembentukan logam karena dapat memodelkan geometri alat dan bagian kompleks dari proses pembentukan.

Analisis elemen hingga (MEH) dapat digunakan pada desain fabrikasi logam seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.8. Metode ini memberikan informasi rinci kepada perancang seperti pembentukan kekuatan, prediksi kecacatan, pola aliran, dan konsentrasi tegangan pada *die*. Misalnya, keluaran regangan dapat menunjukkan area konsentrasi regangan untuk mengidentifikasi potensi kegagalan alat awal atau untuk memperkirakan masalah kemampuan bentuk. Sehingga desain yang diproduksi dapat diubah untuk memperpanjang umur pakai alat atau memperbaiki kondisi kemampuan bentuk. Desain baru juga dapat dibuat dengan mengulangi simulasi elemen hingga untuk dibandingkan dengan kondisi yang nyata (eksperimental).

Beberapa aspek manufaktur yang dapat dianalisis dengan solusi simulasi, seperti aliran tidak teratur yang bisa mengakibatkan kecacatan pada internal produk dapat dideteksi dari simulasi. Pengisian cetakan juga dapat diprediksi dengan pola deformasi dan hasil tegangan dan/atau regangan. Deformasi elastis alat yang harus dikontrol untuk memenuhi toleransi yang diinginkan, dapat dipastikan dengan analisis elemen hingga. Konvergensi dari solusi metode ini diverifikasi dengan mengurangi langkah waktu dan menambah jumlah node pada model analisis. (Roque, 2000)



Gambar 2. 7 Diagram Alir Penggunaan Metode Elemen Hingga pada Kasus Penempaan (Roque, 2000)

2.7 Teori Plastisitas Bahan

Saat memilih material, aspek-aspek tertentu perlu dipertimbangkan, seperti bentuk batang dan sifat-sifat material meliputi: *ductility* (keluletan), *strength* (kekuatan), *density* (massa jenis), *elongation* (pemanjangan), dan *yield strength* (kekuatan luluh).

Sifat mekanik dari material merupakan kemampuan suatu material dalam menahan gaya atau tegangan eksternal yang dapat diukur secara kuantitatif. Dengan menjaga beban struktur molekul tetap dalam keadaan seimbang, gaya luar muncul saat ada gaya tarik dan gaya tekan. Hal ini dapat diwujudkan dengan uji tarik, proses penekanan, pemotongan, penempaan, pengerolan, dan pembengkokan sehingga material mengalami tegangan dan deformasi. Peningkatan beban di luar batas kekuatan luluh material akan menyebabkan aliran deformasi material tidak kembali ke bentuk semula (deformasi permanen) yang dikenal sebagai plastisitas material. Langkah awal untuk analisis aliran plastis adalah menentukan *yield criteria* (kriteria luluh). Peningkatan beban di luar batas kekuatan luluh suatu pelat menyebabkan aliran deformasi permanen yang dikenal sebagai plastisitas. (Mondelson, 1983). Sifat-sifat material terutama dipengaruhi oleh suhu. Diagram tegangan-regangan didapatkan dengan percobaan pada suhu tertentu. Suhu tinggi menurunkan kekuatan dan kekakuan suatu material, sedangkan suhu rendah meningkatkan kekuatan dan kekakuan material. Sifat suatu material pada suhu kamar, terutama baja tahan karat, berbeda dari baja karbon karena memiliki kandungan paduan yang tinggi. Baja tahan karat umumnya menunjukkan hasil tegangan-regangan dari segi titik luluh dan rasio tegangan luluh-terhadap-luluh yang lebih baik dari baja karbon pada suhu kamar. Sedangkan pada suhu tinggi, baja tahan karat biasanya memiliki hambatan yang lebih baik dari segi kekuatan dan keuletan daripada baja karbon. (Gardner, 2010)

Selama proses pembentukan, beberapa variabel yang menentukan gaya yang diperlukan untuk mengubah bentuk material, yaitu :

a. Tegangan

Tegangan adalah ukuran kekuatan suatu beban yang dinyatakan sebagai gaya dibagi dengan luas daerah di mana gaya diberikan. Komponen tegangan yang arahnya tegak lurus terhadap bidang yang dikenai gaya disebut tegangan langsung, yaitu tegangan tarik atau *tensile* (positif), atau tegangan tekan atau *compressive* (negatif). Satuan tegangan adalah N/mm^2 atau Megapascal (MPa). Tegangan terjadi ketika gaya (F) bekerja tegak lurus pada luasan benda (A), jika gaya dalam satuan N dan luas dalam satuan m^2 . Persamaan untuk tegangan yang merata pada suatu luasan (A) dan tegangan (σ) dengan nilai konstan adalah (Singer, 1995)

$$\sigma = F_n/A \dots\dots\dots (2.2)$$

Tegangan geser merupakan tegangan yang bekerja sejajar dengan permukaan bidang (tangensial). Tegangan geser dapat ditentukan dengan

$$\tau = F_t/A \dots\dots\dots (2.3)$$

b. Regangan

Regangan adalah pertambahan panjang per satuan panjang. Regangan digunakan untuk menentukan deformasi yang terjadi pada suatu benda. Berikut ini merupakan persamaan dari regangan (ϵ) yang diperoleh dari perpanjangan ($l-l_0$) dibagi dengan panjang awal (l_0). (Singer, 1995)

$$\epsilon = (l - l_0)/l_0 \dots\dots\dots (2.4)$$

Strain rate adalah perubahan laju regangan terhadap waktu. *Strain rate* merupakan laju deformasi suatu benda ketika menerima beban sebanding dengan kecepatan yang diterima

benda tersebut. Hubungan antara *strain rate* dan *flow stress* adalah semakin besar *strain rate*, semakin besar *flow stress*. *Strain rate* didapatkan dengan persamaan

$$\dot{\epsilon} = d\epsilon/dt \dots\dots\dots (2.5)$$

c. Hubungan Tegangan-Regangan

Besarnya tegangan tergantung pada sifat material. Uji tarik terhadap spesimen suatu material biasa dilakukan untuk mengetahui sifat masing-masing material. Hasil uji tarik biasanya menggambarkan hubungan antara besarnya tegangan tarik yang diberikan dan regangan yang terjadi pada benda uji akibat tegangan tarik. Hubungan ini direpresentasikan pada grafik yang disebut diagram tegangan-regangan.

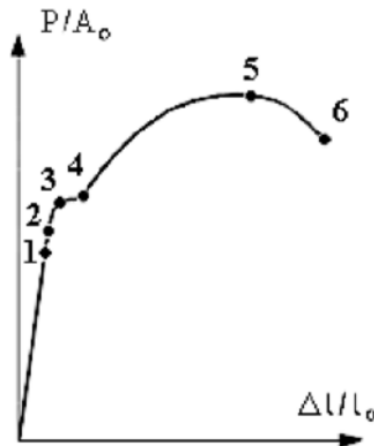
Saat proses pembebanan, sebuah pelat akan mengalami sifat elastis dan kemudian tahap plastis ketika gaya terus meningkat. Tahap plastis dimanfaatkan pada proses pembentukan material, sehingga bentuk pelat sesuai dengan bentuk cetakan (Battin, 2009). Regangan plastis dipengaruhi oleh riwayat pembebanan yaitu tegangan, suhu, laju regangan, dan variabel internal seperti tegangan, kekuatan luluh, dan kegagalan. Kurva pada gambar 2.8 mewakili material ulet pada sistem tegangan-regangan nominal. Titik-titik pada kurva mewakili sifat-sifat titik-titik berikut: 1: *proportional limit*; 2: *elastic limit*; 3: *yield point*; 3-4: *platform of ideal plasticity*; 4-5: *plastic hardening*; 5: *necking point*; 6: *rupture point*. (Sluzalec, 2004)

Persamaan kurva tegangan-regangan dengan bentuk eksponensial adalah:

$$\sigma = K \epsilon^n \dots\dots\dots (2.6)$$

dimana : K = koefisien *strength*

n = eksponen *hardening* (Z. Marcianak, 2002)

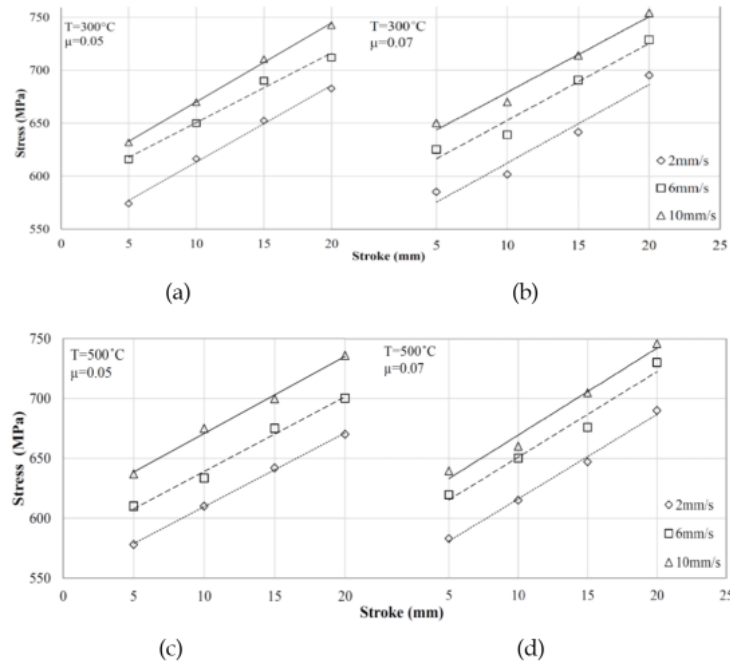


Gambar 2. 8 Diagram Tegangan-Regangan pada Material Ulet (Sluzalec, 2004)

2.8 Penelitian Terdahulu

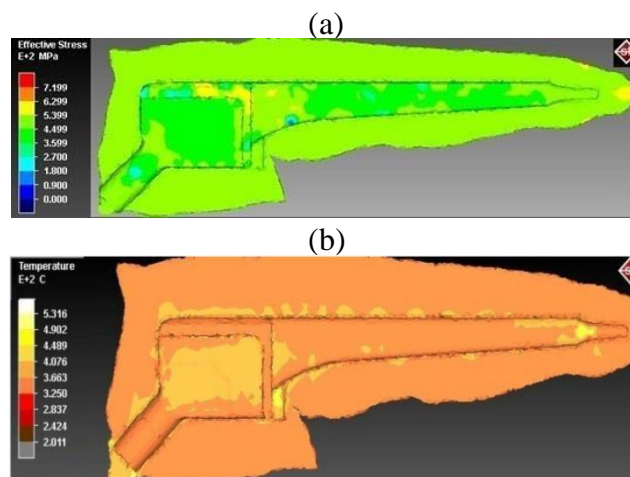
Hojjat Ghahramanzadeh Asl, Sinan Sezek dan Akgün Alsaran melakukan penelitian tentang produksi *hip prosthesis* dengan penempaan panas pada tahun 2015. Simulasi pada penelitian ini dilakukan dengan metode elemen hingga pada *software* MSC SIMUFACT 10. *Workpiece* untuk membuat *hip prosthesis* menggunakan material paduan titanium (Ti6Al4V). Analisis pada simulasi ini menggunakan faktor koefisien gesek, suhu awal spesimen, dan kecepatan *die* atas (*punch*). Benda kerja dibuat dengan tahap *preforming* dan *last forming*. Tahapan *preforming* berlangsung pada kecepatan *punch* 2 mm/s, suhu 300 °C dan koefisien gesekan 0,05. Tahap *preforming* hanya untuk membentuk benda kerja sehingga dapat dibentuk menjadi bentuk yang lebih baik dengan cacat material yang dianggap tidak berubah. Material ditempa pada tahap *last forming* dengan variasi kecepatan *punch* sebesar 2, 6, dan 10 mm/s, temperatur sebesar 300°C dan 500°C, dan koefisien gesek sebesar 0,05 dan 0,07. Pada

penelitian ini tegangan bertambah dengan bertambahnya kecepatan *punch die* dan koefisien gesek seperti pada gambar 2.9. (Ghahramanzadeh Asl, 2015)



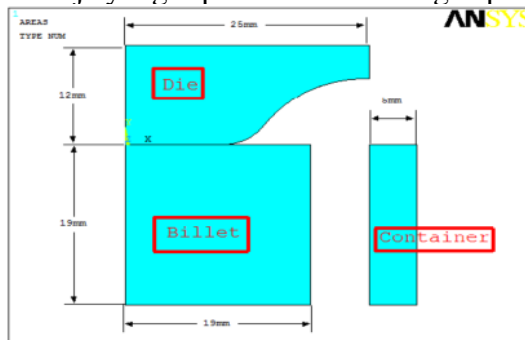
Gambar 2. 9 Kurva Tegangan Saat (a) T=300°C dan $\mu=0.05$, (b) T=300°C dan $\mu=0.07$, (c) T=500°C dan $\mu=0.05$, (d) T=500°C dan $\mu=0.07$ (Ghahramanzadeh Asl, 2015)

Sebagai hasil akhir penelitian, parameter yang paling cocok adalah dengan material yang ditempa pada suhu 500°C, koefisien gesek 0,05, dan kecepatan *punch* 2 mm/s. Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai tegangan tertinggi terdapat pada bagian ujung *hip prosthesis* akibat konsentrasi tegangan tinggi di daerah tersebut. Selama proses penempaan tegangan meningkat dan bergerak ke arah cetakan yang ditunjukkan pada gambar 2.10a. Perubahan suhu terjadi pada ujung dan tepi material *hip prosthesis* yang ditunjukkan pada gambar 2.10b. Suhu juga meningkat dengan meningkatnya kecepatan *punch die* atas, koefisien gesekan dan *stroke*. (Ghahramanzadeh Asl, 2015) Oleh karena itu, penelitian yang penulis lakukan terdiri dari pembuatan *hip prosthesis* dengan material *stainless steel 316L* pada suhu konstan. Simulasi dilakukan dengan menggunakan *software* yang berbeda yaitu ANSYS. Variabel koefisien gesek juga digunakan dalam proses *last forging* dan menggunakan kecepatan *punch die*.

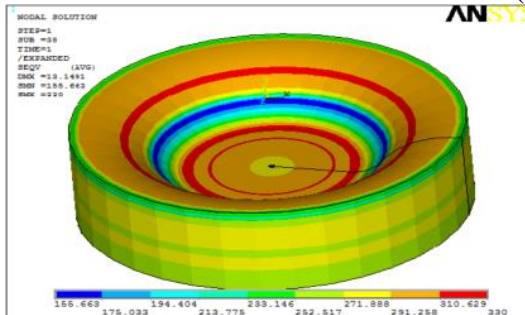


Gambar 2. 10 Distribusi Tegangan (a) dan Temperatur (b) pada *Workpiece* (Ghahramanzadeh Asl, 2015)

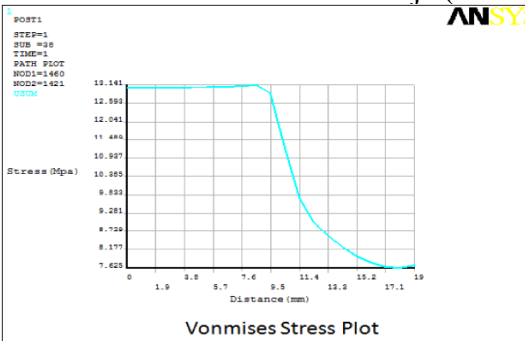
Prof. N. C. Mehta, Viral V. Shiyani, dan Jemish R. Nasit melakukan penelitian berjudul “Metal Forming Analysis” pada tahun 2013. Penelitian ini dilakukan dengan pendekatan simulasi *forming* menggunakan metode elemen hingga dengan *software* ANSYS. Pada simulasi ini digunakan *die*, *billet*, dan *container* seperti pada gambar 2.11. *Billet* menggunakan material aluminium AlMgSI yang memiliki 10% partikel SiC. *Billet* ditekan oleh *die* sampai permukaan *billet* menyentuh *container*. Koefisien gesek sebesar 0.1 digunakan pada kontak antara permukaan *die* dan *billet* serta *billet* dan *container*. Hasil tegangan von-misses dapat dilihat pada gambar 2.12. Kesimpulan penelitian ini adalah tegangan von-misses terbesar pada *billet* sebesar 330 MPa. (Prof..N.C Mehta, 2013). Grafik tegangan pada benda kerja terhadap koordinat titik pusat ditunjukkan pada gambar 2.13. Penelitian ini menggunakan perangkat lunak ANSYS yang juga akan dipakai pada penelitian penulis. Akan tetapi, jenis material dan geometri cetakan dan benda kerja yang dipakai berbeda dengan penelitian ini.



Gambar 2. 11 Keseluruhan Geometri dari Proses *Closed-Die* (Prof..N.C Mehta, 2013)



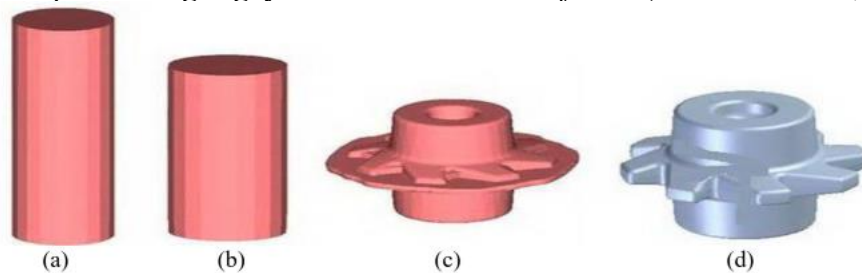
Gambar 2. 12 Hasil Von-misses dari Benda Kerja (Prof..N.C Mehta, 2013)



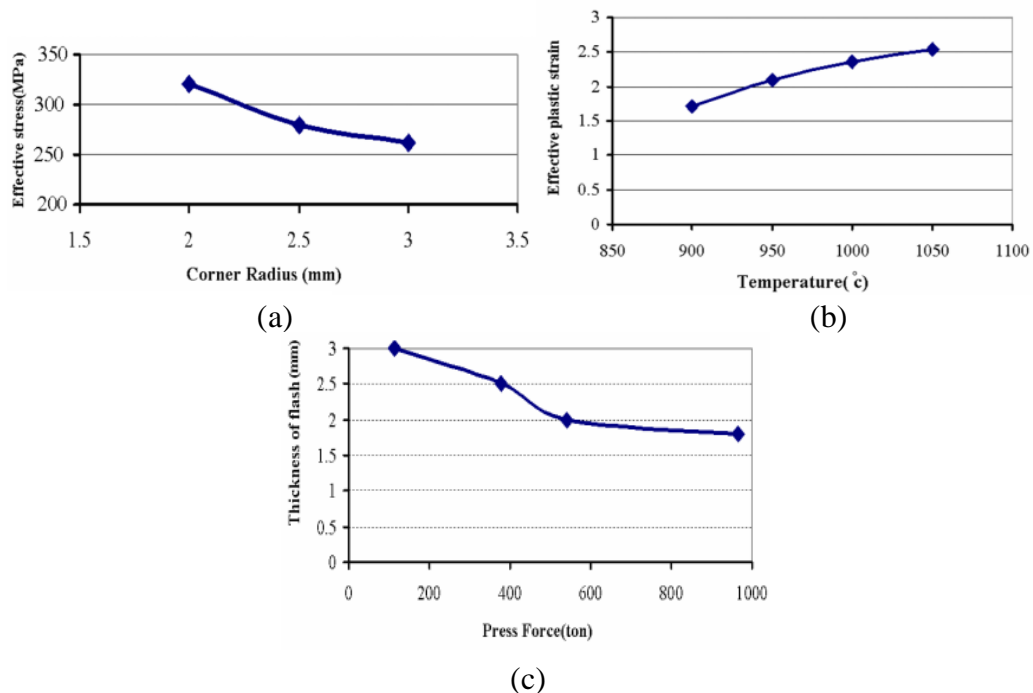
Gambar 2. 13 Grafik Tegangan pada Benda Kerja terhadap Koordinat Titik Pusat (Prof..N.C Mehta, 2013)

Penelitian selanjutnya dilakukan oleh M. Maarefdoust dan M. Kadkhodayan dengan judul “Simulation and analysis of hot forging process for industrial locking gear elevators” pada tahun 2010. Penelitian ini menganalisis simulasi tiga dimensi pada proses pembuatan *locking gear* skala industri dengan *closed die forging*. Parameter yang berpengaruh adalah suhu, geometri *billet preforming*, dan geometri cetakan. Simulasi pada penelitian ini mempengaruhi

suhu *billet* terhadap regangan plastis efektif, radius ujung cetakan terhadap tegangan dalam *billet*, dan ketebalan *flash* pada gaya yang diperlukan. Model tiga dimensi dari material dan cetakan awal dibuat melalui perangkat lunak Solid Edge sedangkan proses simulasi dan analisis *forging* menggunakan perangkat lunak Super Forge. Proses ini terbagi menjadi dua tahap, yaitu *preforming* untuk mengurangi tinggi benda kerja dan *final forging*. Simulasi produksi dapat dilihat pada gambar 2.14. Tinggi *billet* bervariasi menjadi 45 mm dan 75 mm. Pada tahap *preforming* suhu benda kerja adalah 900°C, 950°C, 1000°C, dan 1050°C. Berdasarkan penelitian, suhu yang digunakan adalah 1050°C karena pada suhu ini deformasi plastis efektif memiliki nilai tertinggi dibandingkan suhu lainnya seperti pada gambar 2.15b. Dari pilihan radius 2 mm, 2.5 mm, dan 3 mm, radius 3 mm digunakan karena memiliki tegangan von-mises yang paling rendah. Grafik pada gambar 2.15a memperlihatkan hubungan antara radius ujung dan tegangan efektif. Ketebalan *flash* bervariasi dengan panjang 1.8 mm, 2 mm, 2.5 mm, dan 3 mm. Kesimpulan yang didapat adalah gaya tekan meningkat dengan ketebalan *flash* yang semakin kecil. Semakin kecil ketebalan *flash* terhadap tekanan, semakin meningkatkan kemungkinan kerusakan cetakan. Seiring bertambahnya ketebalan *flash*, sisa material dan biaya produksi juga meningkat. Ketebalan *flash* yang digunakan adalah 3 mm dengan mempertimbangkan kapasitas produksi dari benda kerja. Grafik pada gambar 2.15c memperlihatkan perbandingan gaya tekan dan ketebalan *flash*. (M. Maarefdous, 2010)

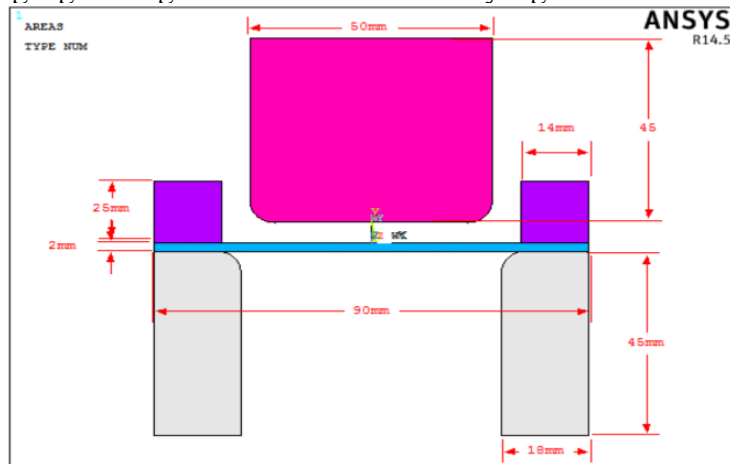


Gambar 2. 14 Simulasi Produksi Bagian *Raw Material* (a), Pengurangan Tinggi (b), Bentuk Akhir (c), dan *Flashing* (d) (M. Maarefdous, 2010)

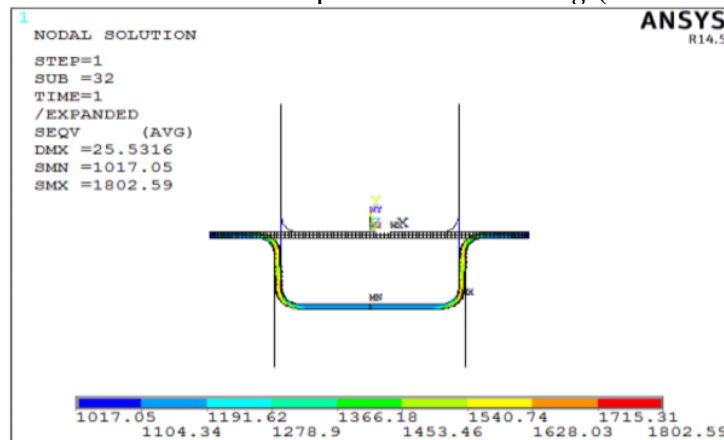


Gambar 2. 15 Grafik Variasi Tegangan Efektif terhadap Radius Corner (a), Grafik Efek dari Temperatur terhadap Regangan Plastis Efektif (b), dan Grafik Perbandingan Gaya Tekan dan Ketebalan *Flash* (c) (M. Maarefdous, 2010)

Penelitian berikutnya dilakukan pada tahun 2013 oleh Prabhakar.A, Dr. Mohamed Haneef, dan Shabbir Ahmed R.M yang berjudul “Sheet metal forming analyses with spring-back deformation on U-Bends in Isotropic plates”. *Die* dan *workpiece* yang digunakan pada penelitian ini berupa *sheet metal* yang memiliki ketebalan bervariasi sebesar 2-3,5 mm. Susunan dan geometri percobaan ditunjukkan pada gambar 2.16. *Sheet metal* yang digunakan memiliki spesifikasi material dengan *density* sebesar 7800 kg/m³, *young's modulus* sebesar 200 GPa, *yield stress* sebesar 250 MPa, dan *plastic modulus* sebesar 3000 MPa. Pada material digunakan *meshing* dengan jumlah 1580 elemen dan 1693 node. Perhitungan yang dilakukan pada penelitian ini adalah tegangan ekuivalen (von-misses), tegangan sisa, tekanan kontak, dan regangan plastis ekuivalen dengan variasi pada ketebalan dan kedalaman deformasi pada *sheet metal* akibat proses penempaan. Tegangan von-misses saat proses penempaan dapat dilihat pada gambar 2.17. Penelitian ini menyimpulkan bahwa semakin besar ketebalan *plate* maka tegangan von-misses, tekanan kontak, tegangan sisa, dan regangan plastis semakin besar. Semakin besar kedalaman deformasi *sheet metal* atau semakin besar perpindahan cetakan saat menempa benda kerja, maka semakin besar tegangan von-misses, tegangan sisa, dan tekanan kontak. (Prabhakar. A, 2013) Berdasarkan penelitian ini, akan dianalisis pengaruh perpindahan *die* atas terhadap tegangan dengan keluaran hasil benda yang berbeda.



Gambar 2. 16 Dimensi Geometri pada Proses *Forming* (Prabhakar. A, 2013)



Gambar 2. 17 Tegangan Von-misses saat Proses Penempaan (Prabhakar. A, 2013)

Tabel 2. 3 Perbandingan Hasil Tegangan terhadap Ketebalan *Plate* (Prabhakar. A, 2013)

Thicknes s of Plate	Spring Back(mm)	Percentage of Spring Back	Von-misses Stress (Mpa)	Contact Pressure (MPa)	Residual Stress (MPa)	Plastic Strain
2	0.3629	1.421	1802	614	524	0.516
2.5	0.3637	1.425	1840	766	594	0.5428
3	0.3528	1.382	1851	698	610	0.5415
3.5	0.348	1.36	1897	839	718	0.5643

Tabel 2. 4 Perbandingan Hasil Tegangan terhadap Kedalaman Deformasi (Prabhakar. A, 2013)

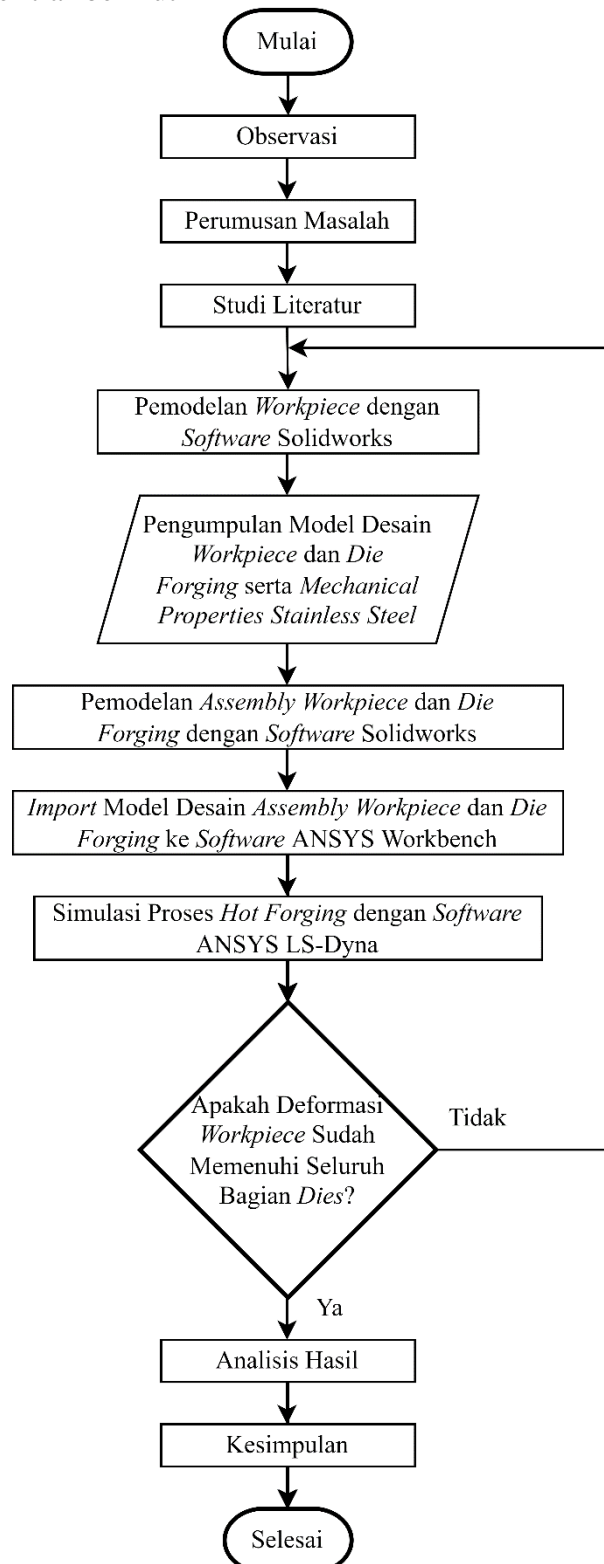
Depth of Deformation(mm)	Von-misses Stress (Mpa)	Contact Pressure (MPa)	Residual Stress (MPa)	Plastic Strain
20	1501	540	481	0.417
25	1802	614	524	0.5163
30	2090	660	517	0.614
35	2360	697	573	0.6919

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB III METODE PENELITIAN

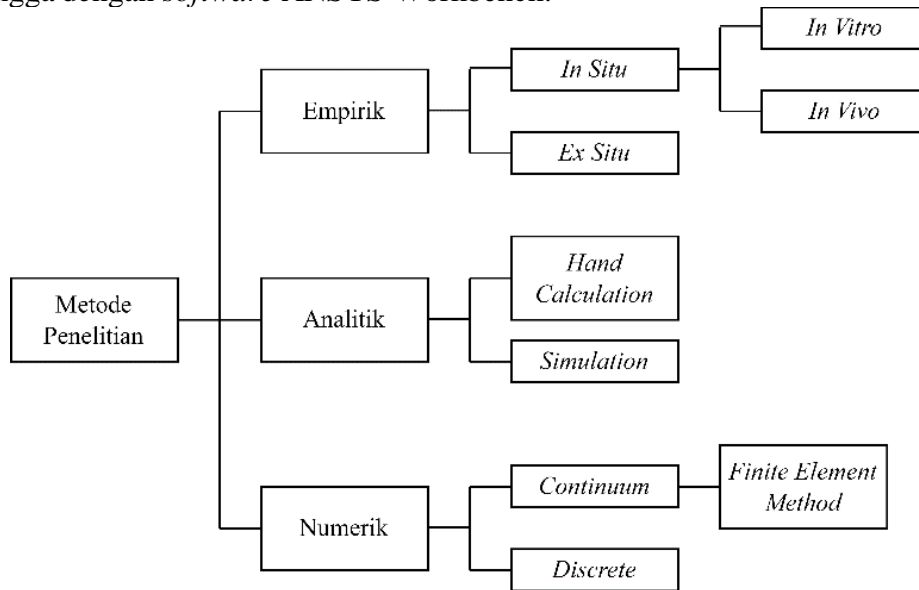
3.1 Flowchart Penelitian

Penelitian yang akan dilakukan memiliki langkah-langkah yang dapat digambarkan pada diagram alir penelitian berikut



Gambar 3. 1 Flowchart Penelitian

Di bidang teknik, terdapat tiga metode untuk proses penelitian, seperti yang ditunjukkan pada gambar 3.2. Analisis pada penelitian ini menggunakan penelitian numerik yaitu Metode Elemen Hingga (MEH) atau *Finite Element Method* (FEM). Proses penelitian ini termasuk sangat rumit, sehingga untuk melakukan analisis tidak memungkinkan untuk dilakukan analisis perhitungan secara manual. Oleh karena itu, analisis pada penelitian ini menggunakan metode elemen hingga dengan *software* ANSYS Workbench.



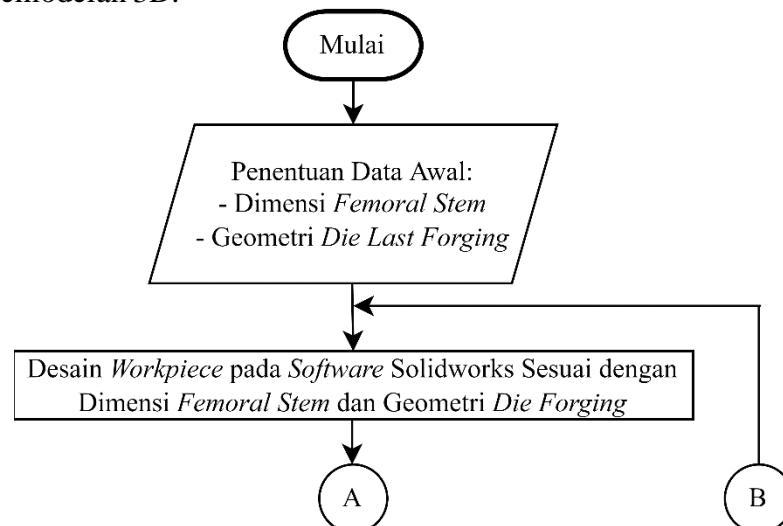
Gambar 3. 2 Bagan Metode Penelitian

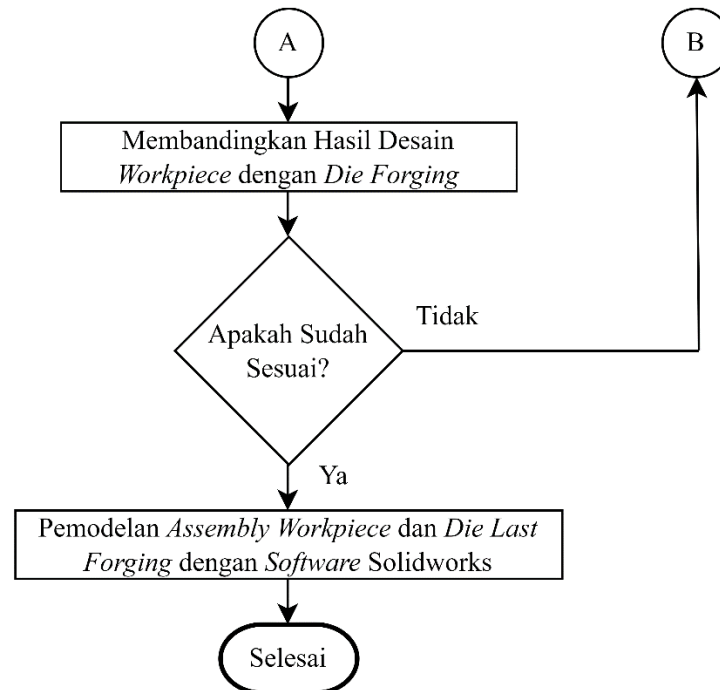
3.2 Observasi

Penentuan ruang lingkup dan batasan masalah dilakukan pada tahap observasi. Ruang lingkup dan batasan masalah yang akan dilakukan pada penelitian ini terbatas pada proses pembuatan *femoral stem* dengan *hot forging*.

3.3 Pemodelan

Pemodelan bertujuan agar objek penelitian memiliki dimensi dan spesifikasi yang sesuai. Model dibuat sesuai dimensi *femoral stem* yang telah ditentukan menggunakan *software computer aided design* (CAD) Solidworks. Dari model *hip prosthesis* dan cetakan *forging*, dibuat *workpiece* yang sesuai menggunakan material *Stainless Steel 316L* berbentuk plat. Gambar 3.3 adalah diagram alir yang menggambarkan langkah-langkah yang diambil oleh peneliti untuk pemodelan 3D.





Gambar 3. 3 Flowchart Pemodelan Workpiece

Berikut ini adalah penjelasan rinci mengenai tahapan-tahapan pada *flowchart* di atas.

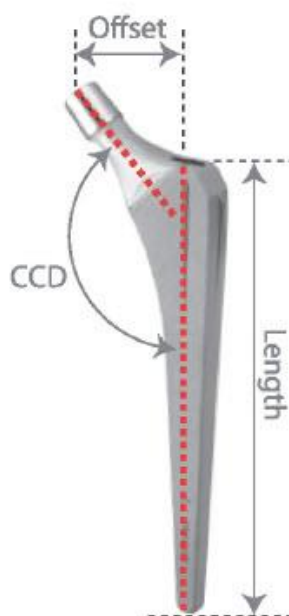
3.3.1 Penentuan Data Awal

Data awal yang digunakan adalah dimensi *femoral stem* yang ingin dibentuk dan geometri dari *die forging*. Dimensi *femoral stem* yang sudah ditentukan digunakan sebagai dasar untuk desain *workpiece*. Setelah proses desain pada *software* Solidworks selesai, desain *workpiece* selanjutnya dibandingkan dengan geometri *die forging* untuk mengetahui apakah hasil desain *workpiece* sudah sesuai dengan *die forging*.

3.3.2 Proses Desain

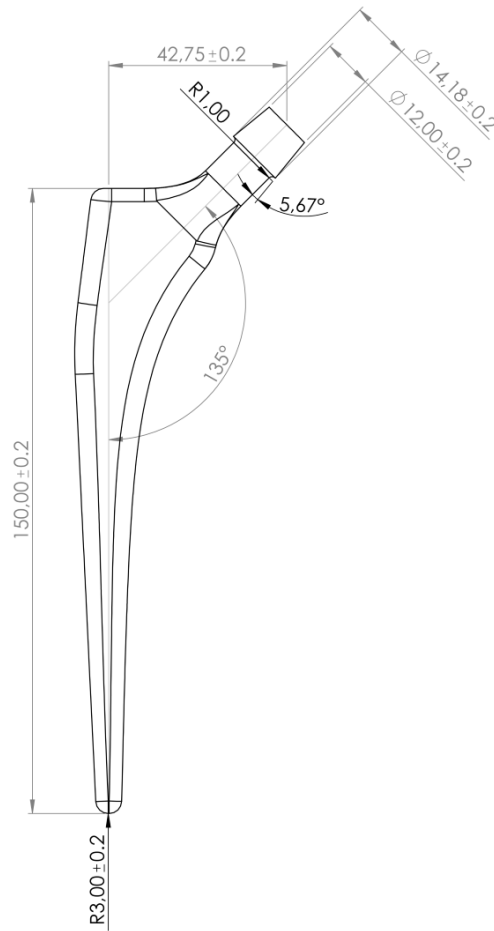
Proses desain *workpiece* menggunakan *software* Solidworks. Langkah-langkah dalam proses desain *workpiece* adalah sebagai berikut.

1. Mengukur Dimensi *Femoral Stem* dan *Die Forging*

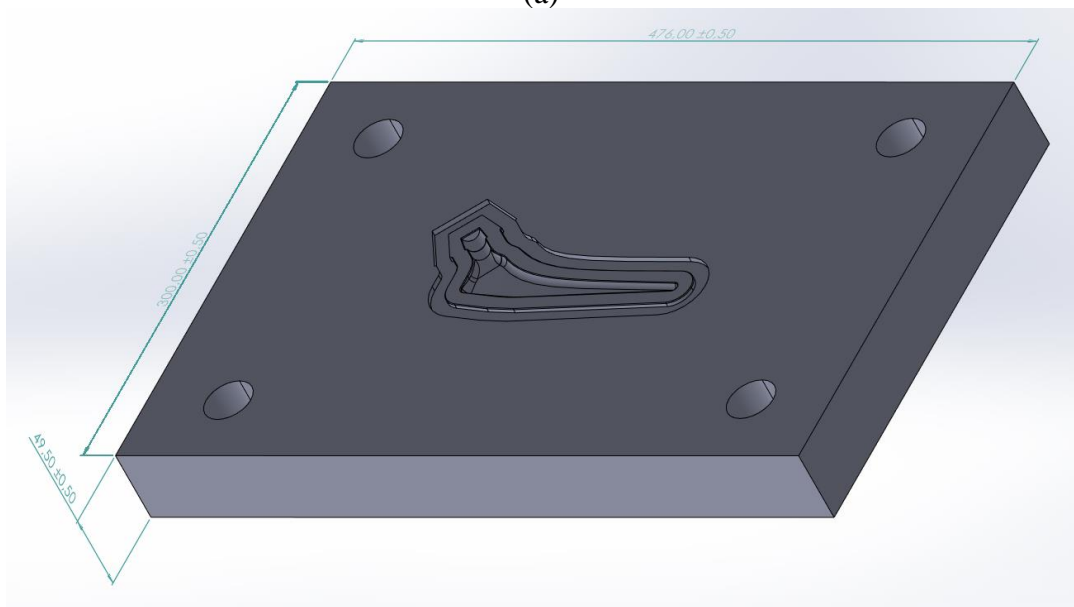


Gambar 3. 4 Sketch Femoral Stem

Ukuran *femoral stem* dengan anatomi tulang Indonesia menjadi acuan untuk ukuran *hip prosthesis*. *Femoral stem* yang digunakan memiliki ukuran *length* sebesar 150 mm, *offset* sebesar 42,75 mm, dan sudut CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*) sebesar 135° .



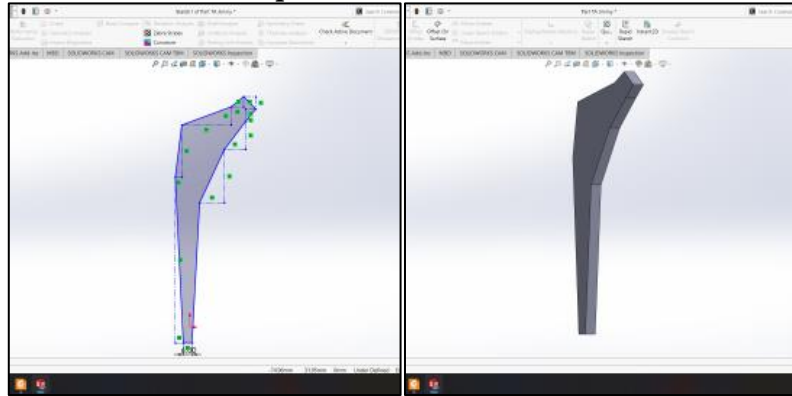
(a)



(b)

Gambar 3. 5 Dimensi *Femoral Stem* (a) dan *Die Forging* (b)

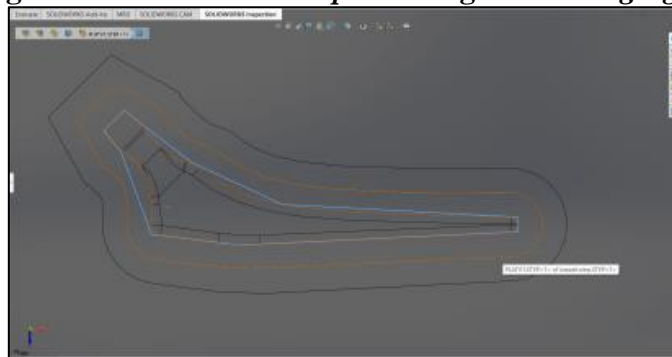
2. Pembuatan Desain 3D Workpiece



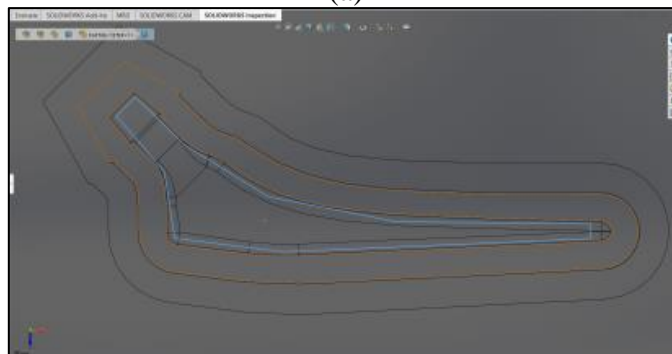
Gambar 3. 6 Pemodelan 3D *Workpiece*

Pemodelan 3D *workpiece* dilakukan menyesuaikan dimensi *femoral stem* yang sudah diukur pada tahapan sebelumnya. *Workpiece* pada penelitian ini menggunakan material *Stainless Steel 316L* berbentuk plat. Oleh karena itu desain *workpiece* disesuaikan dengan proses pembentukan plat.

3. Membandingkan Hasil Desain *Workpiece* dengan *Die Forging*



(a)



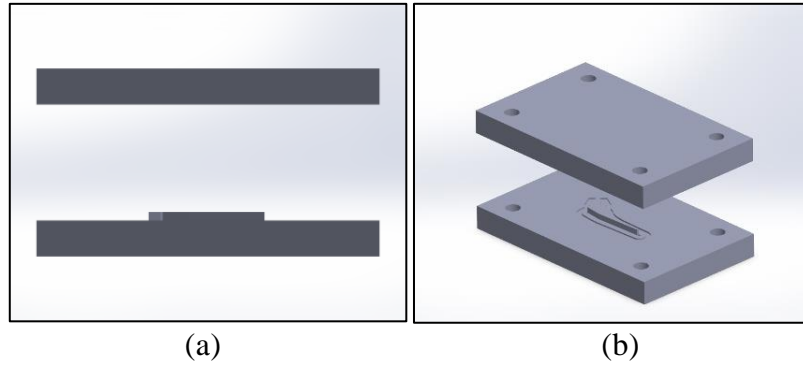
(b)

Gambar 3. 7 Perbandingan Hasil Desain *Workpiece* dengan *Die Forging* Versi Pertama (a) dan Versi Terakhir (b)

Hasil desain *workpiece* disesuaikan dengan geometri *die forging* agar material dapat mengisi cetakan dengan maksimal.

4. Pemodelan *Assembly Workpiece* dan *Die Forging*

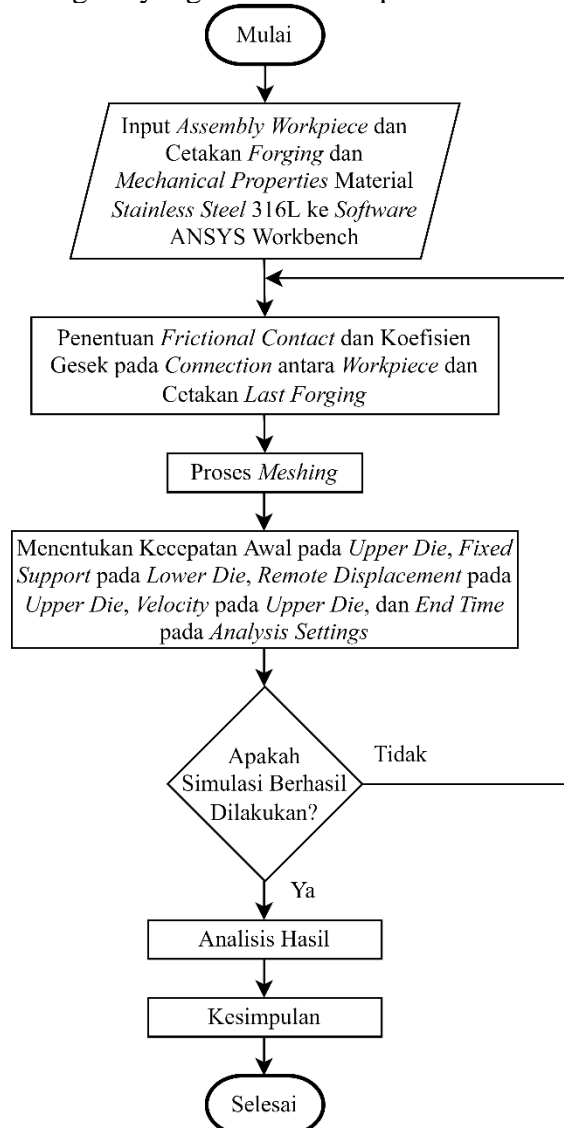
Berikut ini merupakan *assembly upper* dan *lower die forging* dengan *workpiece* pada gambar 3.8.



Gambar 3. 8 Pemodelan *Assembly 3D Workpiece* dan *Die Forging* Tampak Depan (a) dan Tampak Samping (b)

3.4 Simulasi

Setelah membuat model, data pendukung seperti material yang memiliki biokompatibilitas dan sifat mekanik yang baik serta dimensi *femoral stem* pada ras Mongoloid, disesuaikan dan digunakan sebagai input dalam simulasi. Di bawah ini adalah diagram alir yang menggambarkan langkah-langkah yang diambil oleh peneliti untuk proses simulasi.



Gambar 3. 9 Flowchart Simulasi

Software simulasi *hot forging* yang akan digunakan pada penelitian ini adalah ANSYS Workbench LS-DYNA. Sebelum proses simulasi, dilakukan proses *set-up* pada *software* untuk mendapatkan hasil simulasi yang lebih akurat sebagai berikut.

3.4.1 Penentuan Data Awal

Data awal pada proses simulasi adalah *assembly workpiece* dan cetakan *forging*, data material spesimen, kecepatan penekanan, dan koefisien gesek. *Workpiece* menggunakan material *stainless steel 316L* dengan sifat-sifat mekanik pada suhu 1000°C seperti pada tabel 3.1. Data material AISI H13 *tool steel* yang digunakan pada cetakan ditunjukkan pada tabel 3.2.

Tabel 3. 1 *Properties Material Stainless Steel 316L* (Pratama, 2020)

Istilah	Satuan	Nilai	
<i>Density</i>	kg/m ³	7507	
<i>Specific Heat</i>	J/(kg.K)	721,49	
<i>Shear Modulus</i>	MPa	5185	
Johnson and Cook Constitutive Equation Parameters	<i>Initial Yield Stress (A)</i>	MPa	305
	<i>Strain Hardening Constant (B)</i>	MPa	1161
	<i>Strain Hardening Exponent (n)</i>	-	0,61
	<i>Thermal Softening Coefficient (m)</i>	-	0,517
	<i>Strain Rate Constant (C)</i>	-	0,01
	<i>Melting Temperature (T_m)</i>	°C	1399
	<i>Reference Strain Rate</i>	/sec	1
Mie-Gruneisen Equation of State	<i>Gruneisen Coefficient</i>	-	1,93
	<i>Parameter C1</i>	m/s	4940
	<i>Parameter S1</i>	-	1,49
	<i>Parameter Quadratic S2</i>	s/m	0
Johnson and Cook Damage	<i>Damage Constant D1</i>	-	0,05
	<i>Damage Constant D2</i>	-	3,44
	<i>Damage Constant D3</i>	-	2,12
	<i>Damage Constant D4</i>	-	0,002
	<i>Damage Constant D5</i>	-	0,1

Tabel 3. 2 *Properties Material AISI H13 Tool Steel* (ASTM, 2013)

Istilah	Satuan	Nilai
<i>Density</i>	kg/m ³	7800
<i>Yield Strength</i>	MPa	1230
<i>Young Modulus</i>	GPa	210
<i>Poisson's Ratio</i>	-	0,3
<i>Tensile Strength</i>	MPa	1430

Tabel 3. 3 Parameter Uji Konvergensi Proses *Meshing*

Parameter	Nilai
Temperatur Awal <i>Workpiece</i> (°C)	1000
<i>Friction Coefficient</i>	0,3
Temperatur <i>Dies</i> (°C)	22
Temperatur Sekitar (°C)	22
<i>Mesh Dies</i> (mm)	1,2

3.4.2 Proses Simulasi

1. Mendefinisikan *Engineering Data* dan Geometri *Assembly Workpiece* dan Cetakan *Forging*

Pada *engineering data* ditentukan jenis material yang akan digunakan selama proses simulasi. AISI H13 *tool steel* digunakan sebagai material untuk *upper* dan *lower dies*. Sedangkan untuk material *workpiece* menggunakan *stainless steel 316L*. *Properties* pada tabel 3.1 dan 3.2 ditambahkan sebagai material baru pada *engineering data*.

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	7507	kg m ⁻³
Specific Heat Constant Pressure, C _p	721,49	J kg ⁻¹ C ⁻¹
Johnson Cook Strength		
Strain Rate Correction	First-Order	
Initial Yield Stress	3,05E+08	Pa
Hardening Constant	1,161E+09	Pa
Hardening Exponent	0,61	
Strain Rate Constant	0,01	
Thermal Softening Exponent	0,517	
Melting Temperature	1399	C
Reference Strain Rate (/sec)	1	
Shear Modulus	5,185E+09	Pa
Shock EOS Linear		
Gruneisen Coefficient	1,93	
Parameter C1	4940	m s ⁻¹
Parameter S1	1,49	
Parameter Quadratic S2	0	s m ⁻¹
Johnson Cook Failure		
Damage Constant D1	0,05	
Damage Constant D2	3,44	
Damage Constant D3	2,12	
Damage Constant D4	0,002	
Damage Constant D5	0,1	
Melting Temperature	1399	C
Reference Strain Rate (/sec)	1	

(a)

Property	Value	Unit
Material Field Variables	Table	
Density	7,8	g cm ⁻³
Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's...	
Young's Modulus	210	GPa
Poisson's Ratio	0,3	
Bulk Modulus	1,75E+11	Pa
Shear Modulus	8,0769E+10	Pa

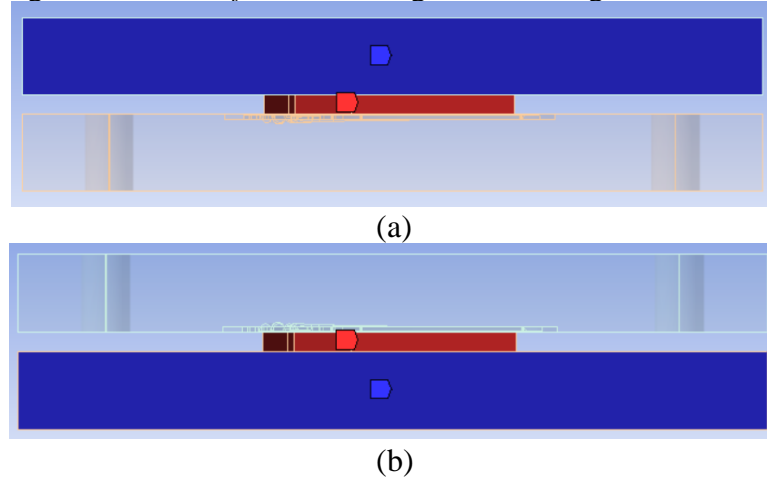
(b)

Gambar 3. 10 Penentuan *Engineering Data* (a) *Workpiece* dan (b) *Upper and Lower Dies*

Setelah jenis material ditentukan, langkah selanjutnya adalah mengimpor *assembly workpiece* dan cetakan *forging* yang sudah dibuat ke dalam ANSYS Workbench.

2. Penentuan Jenis Kontak

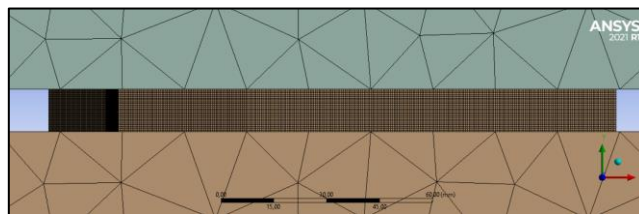
Langkah selanjutnya adalah melakukan proses *set-up* simulasi pada *software* ANSYS Mechanical. Jenis kontak perlu didefinisikan karena adanya interaksi antara dua benda. Pendefinisian jenis kontak menggunakan batasan *contacts*. Jumlah kontak pada proses simulasi ini ada dua, yaitu kontak antara permukaan bagian atas *workpiece* dengan *upper die* dan permukaan bagian bawah *workpiece* dengan *lower die*. Jenis kontak yang digunakan adalah *frictional* dengan koefisien gesek sebesar 0,07.



Gambar 3. 11 Penentuan Jenis Kontak *Frictional Contact* Pertama (a) dan *Frictional Contact* Kedua (b)

3. Proses Meshing

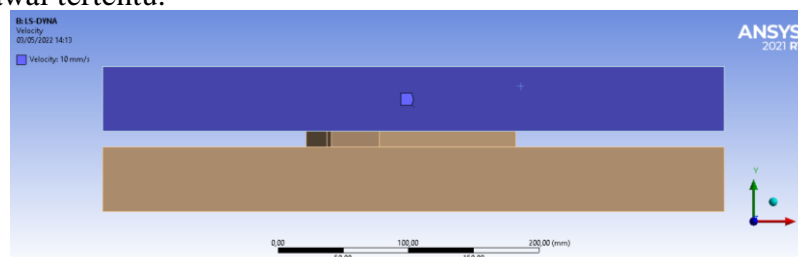
Proses *meshing* dilakukan pada *workpiece forging* dengan mengatur ukuran elemen pada *body sizing* dengan jenis *rectangular mesh*. *Meshing* hanya dilakukan pada *workpiece* dan tidak memengaruhi pada *upper* dan *lower die*. Metode *meshing* yang digunakan adalah *multizone* karena metode ini memiliki akurasi dan kualitas elemen yang lebih baik dibandingkan dengan metode lain.



Gambar 3. 12 Meshing pada Simulasi

4. Menentukan Kecepatan Awal

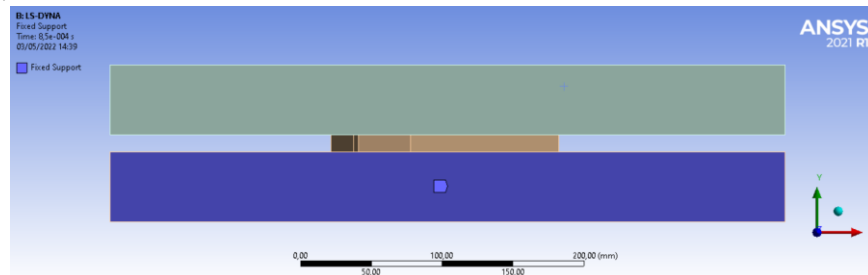
Kecepatan awal ditentukan pada *upper die* untuk menempa *workpiece* dengan kecepatan awal tertentu.



Gambar 3. 13 Penentuan Kecepatan Awal

5. Menentukan Letak Tumpuan

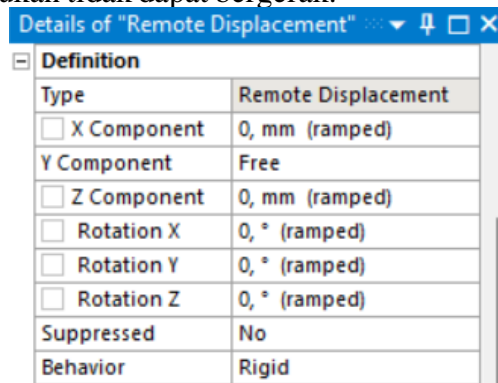
Letak tumpuan (*fixed support*) ditentukan pada *lower die* dimana cetakan tidak bergerak.



Gambar 3. 14 Penentuan Letak Tumpuan

6. Menentukan Sumbu Perpindahan

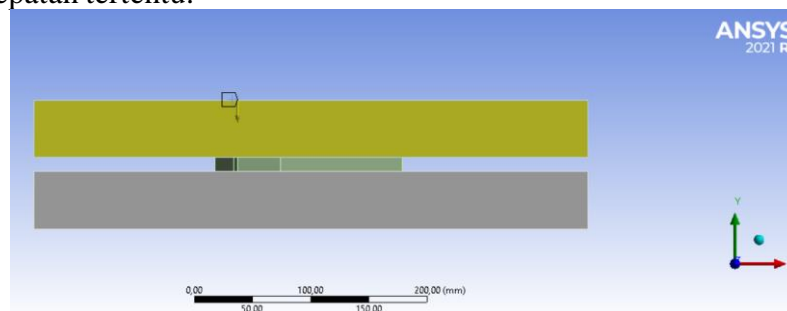
Sumbu perpindahan yang dapat bergerak bebas ditentukan pada sumbu Y dan sumbu yang lain ditentukan tidak dapat bergerak.



Gambar 3. 15 Penentuan Sumbu Perpindahan

7. Menentukan Kecepatan Penempaan

Kecepatan penempaan ditentukan pada *upper die* untuk menempa *workpiece* dengan kecepatan tertentu.



Gambar 3. 16 Penentuan Kecepatan Penempaan

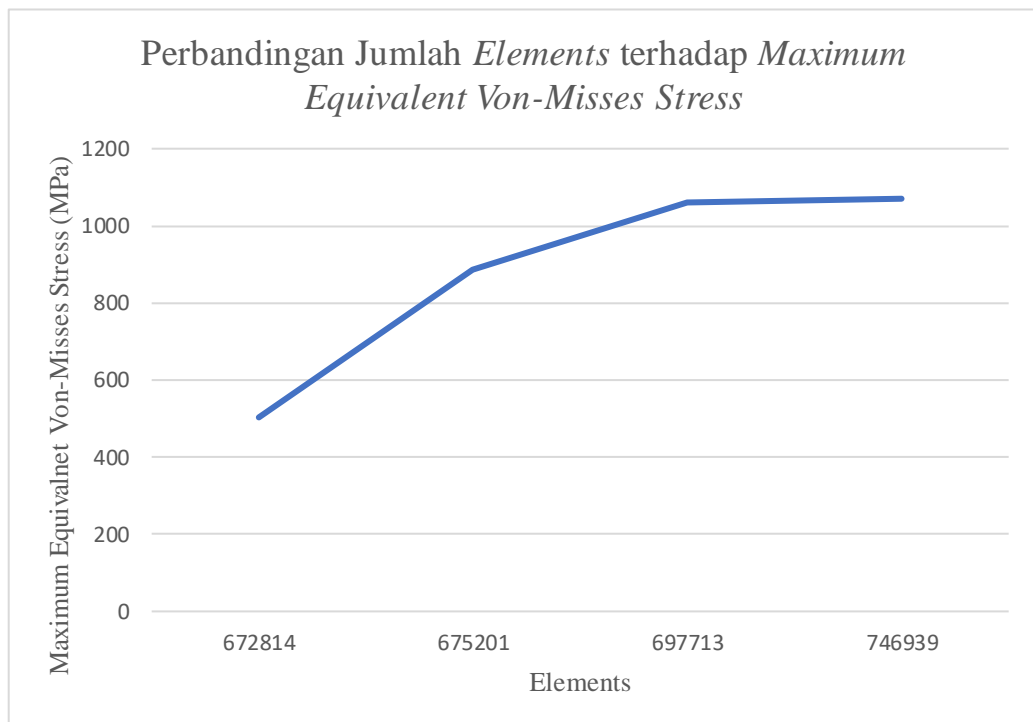
8. Uji Konvergensi

Proses validasi *meshing* digunakan untuk mengetahui keakuratan *meshing* yang digunakan pada model dalam simulasi. *Meshing* yang semakin akurat menandakan hasil simulasi mendekati kondisi nyata. Uji konvergensi digunakan sebagai proses validasi *meshing* sehingga dapat diketahui ukuran *meshing* yang paling akurat. Ukuran elemen yang semakin kecil (semakin banyak jumlah elemen) menghasilkan simulasi yang lebih valid, akan tetapi hal ini juga akan memerlukan waktu simulasi yang lebih lama. Oleh karena itu, uji konvergensi diperlukan untuk mengoptimalkan kevalidan hasil dan durasi simulasi. Pengujian konvergensi dilakukan dengan membuat grafik hubungan antara ukuran *meshing* dan hasil tegangan dari model simulasi.

Uji konvergensi dilakukan secara manual dengan variasi jumlah elemen dan *nodes*. Tabel 3.3 menunjukkan parameter yang digunakan pada uji konvergensi ini. *Output solver probe stress* digunakan agar nilai tegangan didapat pada satu titik *body*. Nilai acuan yang digunakan pada uji konvergensi ini adalah nilai maksimum Von-Mises Equivalent Stress. Berikut ini merupakan hasil uji konvergensi berdasarkan variasi ukuran elemen.

Tabel 3. 4 Uji Konvergensi *Workpiece Hot Forging* dengan Ukuran *Uniform* dan Variasi Ukuran Elemen

<i>Mesh Element Size (mm)</i>	<i>Nodes</i>	<i>Elements</i>	<i>Maximum Equivalent Von-Misses Stress (MPa)</i>	<i>Error (%)</i>
3	123377	672814	503,1	
2	126427	675201	887,16	43,29
1	152375	697713	1058,7	16,20
0,7	206330	746939	1070,3	1,08



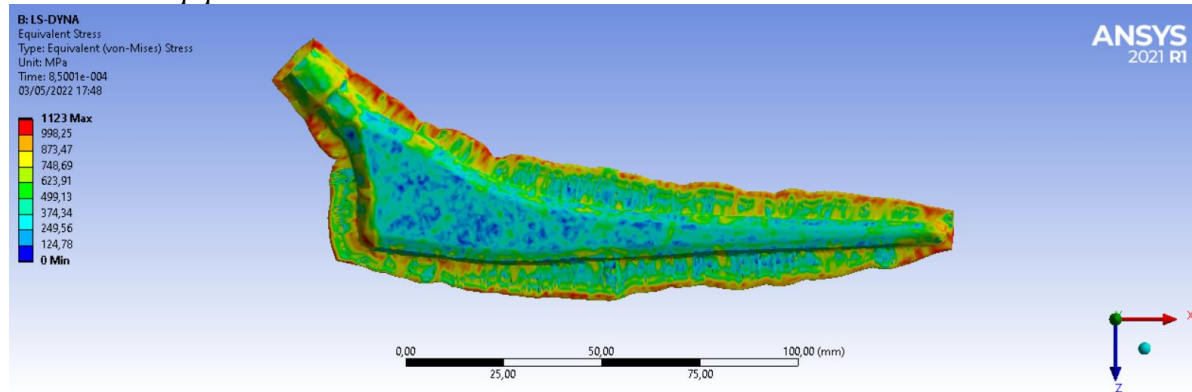
Gambar 3. 17 Grafik Uji Konvergensi Jumlah *Elements* terhadap *Maximum Equivalent Von-Misses Stress*

Grafik pada gambar 3.18 didapat dari data pada tabel 3.4. Berdasarkan grafik tersebut dapat dilihat bahwa *maximum equivalent von-misses stress* naik dengan bertambahnya jumlah *elements*. Hasil uji konvergensi ini menyimpulkan bahwa titik optimal ada pada *meshing* dengan jumlah *nodes* sebanyak 206330, jumlah *elements* sebanyak 746939, *meshing size* sebesar 0,7 mm, hasil *maximum equivalent von-misses stress* sebesar 1070,3 MPa, dan nilai *error* terkecil sebesar 1,08%.

3.4.3 Analisis Hasil

Equivalent von-misses stress digunakan sebagai *output solver* untuk mengetahui tegangan efektif yang ditimbulkan proses *forging*. Hal ini dibutuhkan untuk mengetahui nilai tegangan luluh yang dialami *workpiece* ketika mengalami deformasi plastis. *Nodal contact force* digunakan sebagai *output solver* untuk mengetahui gaya yang dibutuhkan pada proses *forging*.

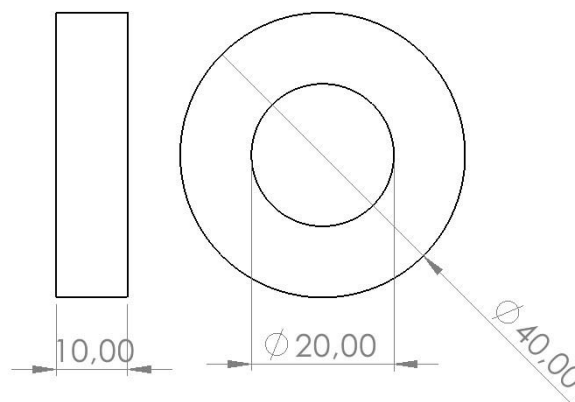
Simulasi percobaan yang telah dilakukan akan disimulasikan lagi dengan variasi *workpiece* dan kecepatan penempaan. Tahapan dalam simulasi yang dilakukan sama dengan simulasi sebelumnya. Selain itu, variasi tersebut dilakukan untuk menemukan konfigurasi input kecepatan penempaan dan dimensi *workpiece* yang optimal pada mesin *forging* ketika membentuk *hip prosthesis*.



Gambar 3. 18 Contoh Hasil Simulasi *Hot Forging*

3.5 Validasi Proses Simulasi

Proses simulasi pada penelitian ini menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-Dyna. Validasi proses simulasi diperlukan untuk memastikan apakah hasil yang didapatkan menggunakan simulasi sama dengan kondisi sebenarnya. Validasi menggunakan penelitian yang telah dilakukan oleh Yanchun Zhu, *et. al.* pada tahun 2011 dengan judul “*Determination of the friction factor of Ti-6Al-4V titanium alloy in hot forging by means of ring-compression test using FEM*”. Penelitian ini bertujuan untuk mencari koefisien gesek untuk material Ti-6Al-4V pada penempaan panas. Eksperimen menggunakan *ring compression test* dengan material Ti-6Al-4V yang di panaskan mencapai suhu 940 °C. Hasil *ring compression test* lalu diukur dan digunakan sebagai acuan dalam mencari koefisien gesek menggunakan simulasi pada *software* DEFORM-3D.



Gambar 3. 19 Dimensi Benda Kerja *Ring Compression Test*

Parameter pembandingan pada validasi ini adalah diameter dalam dan tinggi dari benda kerja setelah *compression test*. Dimensi benda kerja pada penelitian ini ditunjukkan pada gambar 3.19. Perbandingan hasil simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-Dyna dengan hasil eksperimen ditunjukkan pada tabel 3.4.

Tabel 3. 5 Perbandingan Geometri Hasil Eksperimen dengan Hasil Simulasi

<i>Friction Conditions</i>	<i>Height Reductions (%)</i>	<i>Dimensions</i>	<i>No. of Specimens</i>			<i>Average</i>	Hasil Simulasi LS-Dyna	<i>Error (%)</i>
			1	2	3			
<i>Glass Lubricant</i>	30	<i>Inner Diameter</i>	16,97	16,83	16,80	16,87	17,59	4,27
		<i>Height</i>	7,05	7,05	7,03	7,04	7,08	0,57
	50	<i>Inner Diameter</i>	12,83	13,97	13,53	13,44	13,38	0,45
		<i>Height</i>	5,03	5,05	5,05	5,04	5,16	2,38

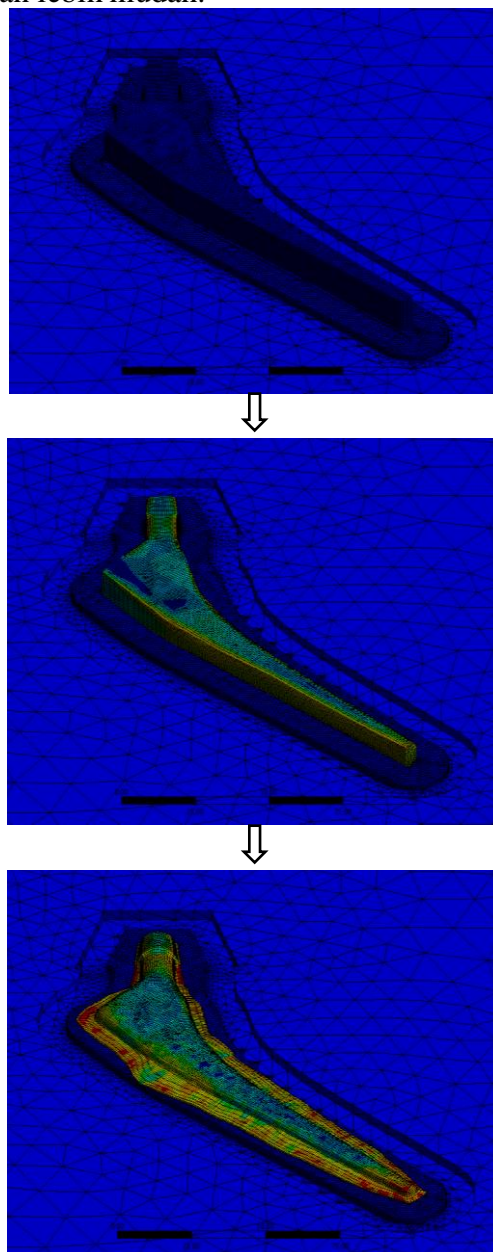
Tabel 3.4 menunjukkan nilai *error* hasil simulasi terhadap hasil eksperimen. Nilai *error* yang dihasilkan tidak lebih dari 5%. Hasil ini menunjukkan bahwa hasil simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-Dyna dapat mewakili kondisi sebenarnya dengan eksperimen.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Penelitian ini dilakukan dengan menggunakan metode elemen hingga pada *software* ANSYS Workbench LS-DYNA. Simulasi yang dilakukan adalah simulasi *hot forging* dimana produk hasil adalah *femoral stem* untuk *hip arthroplasty*. Kecepatan *die* atas (*punch*) yang digunakan adalah 250 dan 300 mm/s. *Workpiece* pada penelitian ini memiliki tiga variasi dengan ketebalan 12, 13, dan 14 mm. Hasil simulasi yang akan didapatkan adalah bentuk akhir *femoral stem*, gaya yang dibutuhkan untuk melakukan proses *forging*, dan *equivalent stress* yang terjadi selama proses *forging*. Data hasil variasi ditampilkan dalam bentuk grafik dan tabel.

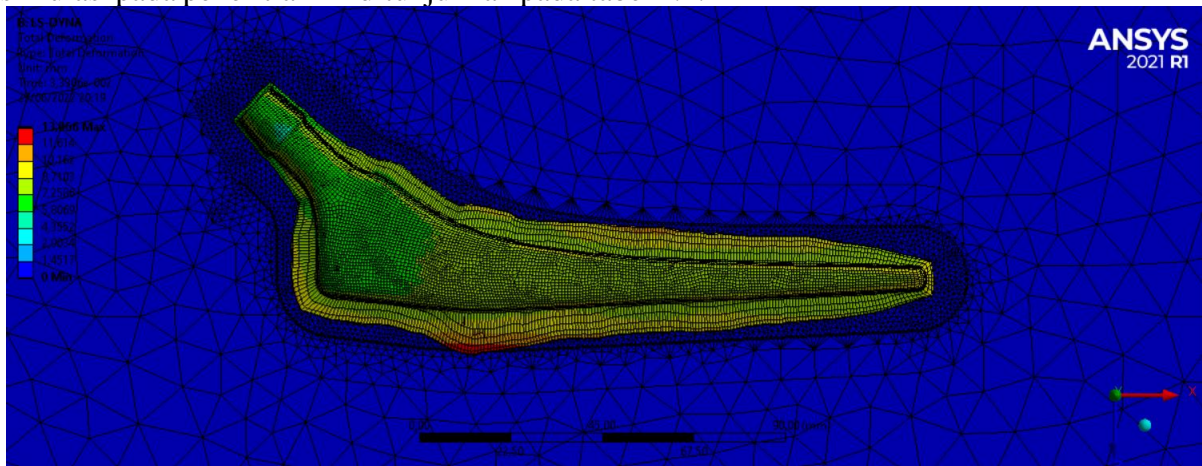
Berikut ini merupakan gambaran simulasi *forging* yang dilakukan pada penelitian ini seperti pada gambar 4.1, dimana geometri *die* atas disembunyikan agar dapat melihat tahapan pada simulasi *forging* dengan lebih mudah.



Gambar 4. 1 Proses Simulasi *Hot Forging Femoral Stem*

4.1 Penentuan Parameter dan Dimensi *Workpiece*

Proses simulasi *hot forging* dengan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA membutuhkan parameter-parameter yang perlu didefinisikan terlebih dahulu. Setelah parameter simulasi sudah ditentukan, tahapan selanjutnya adalah pembuatan desain 3D *workpiece* yang akan digunakan pada penelitian ini. Pemodelan 3D *workpiece* dilakukan menyesuaikan dimensi *femoral stem* yang sudah diukur pada tahapan sebelumnya. *Workpiece* pada penelitian ini menggunakan material *Stainless Steel 316L* berbentuk plat. Oleh karena itu desain *workpiece* disesuaikan dengan proses pembentukan plat. Parameter simulasi dan desain *workpiece* yang sudah didapatkan kemudian divalidasi dengan memastikan apakah *workpiece* sudah memenuhi desain *dies* yang digunakan. Apabila ada bagian yang tidak terisi penuh, maka parameter simulasi dan/atau desain *workpiece* perlu ditentukan ulang agar *workpiece* dapat memenuhi seluruh bagian *dies*. Gambar 4.2 menunjukkan hasil deformasi *workpiece* pada proses *forging*. Terlihat bahwa deformasi *workpiece* dapat memenuhi seluruh bagian *dies* dengan baik, sehingga parameter simulasi dan desain *workpiece* tersebut sudah cukup baik. Parameter simulasi pada penelitian ini ditunjukkan pada tabel 4.1.



Gambar 4. 2 Deformasi pada *Workpiece*

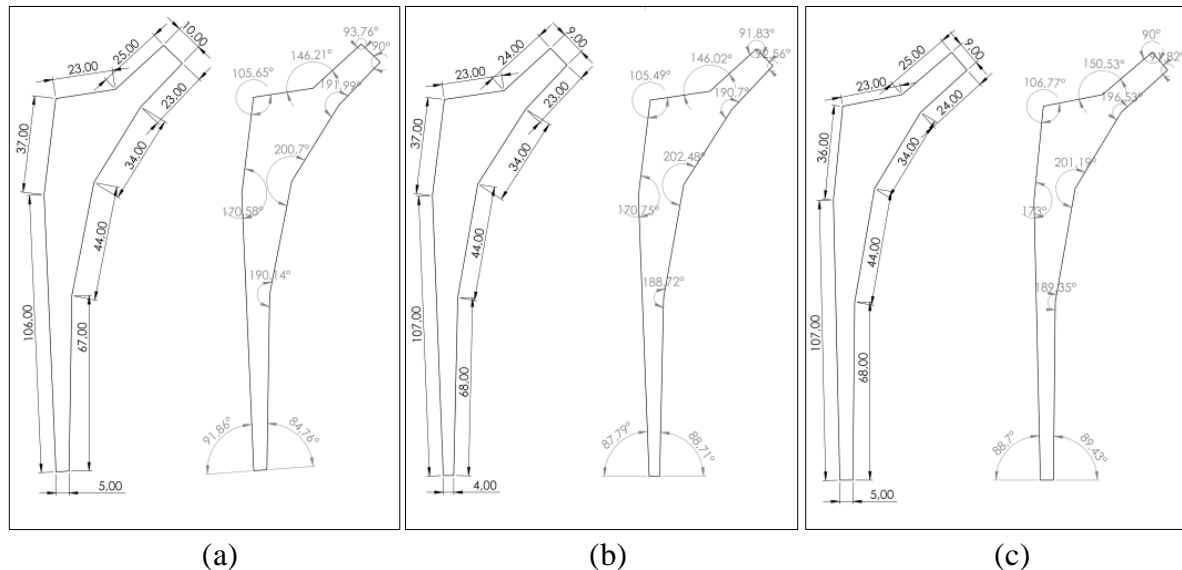
Tabel 4. 1 Parameter Simulasi

Parameter	Nilai
Temperatur Awal <i>Workpiece</i> (°C)	1000
<i>Friction Coefficient</i>	0,3
Temperatur <i>Dies</i> (°C)	22
Temperatur Sekitar (°C)	22
<i>Mesh Dies</i> (mm)	1,2
<i>Mesh Workpiece</i> (mm)	0,7

Penelitian ini menggunakan tiga variasi *workpiece* dan dua variasi kecepatan *forging*. Variasi *workpiece* dan kecepatan *forging* akan dibahas pengaruhnya terhadap gaya *forging* yang dibutuhkan dan *stress* yang dialami *workpiece*. Variasi *workpiece* yang digunakan memiliki ketebalan 12, 13, dan 14 mm dengan dimensi seperti yang ditunjukkan pada gambar 4.3. Tabel 4.2 menunjukkan volume masing-masing *workpiece*. Volume *workpiece* yang digunakan pada penelitian ini tidak jauh berbeda sehingga fokus penelitian ada pada ketebalan *workpiece* yang digunakan.

Tabel 4. 2 Volume *Workpiece*

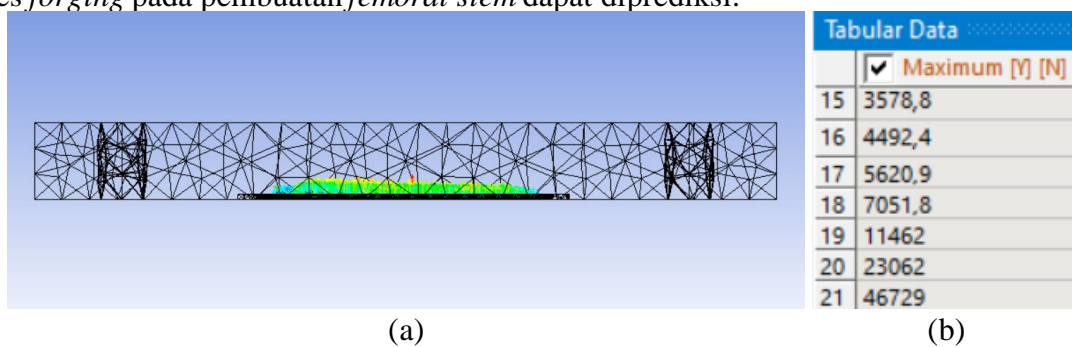
Variasi <i>Workpiece</i>	Volume (mm ³)
<i>Workpiece</i> 12 mm	26677,11
<i>Workpiece</i> 13 mm	26532,96
<i>Workpiece</i> 14 mm	26985,48



Gambar 4. 3 Dimensi *Workpiece* dengan Variasi Ketebalan (a) 12 mm, (b) 13 mm, dan (c) 14 mm

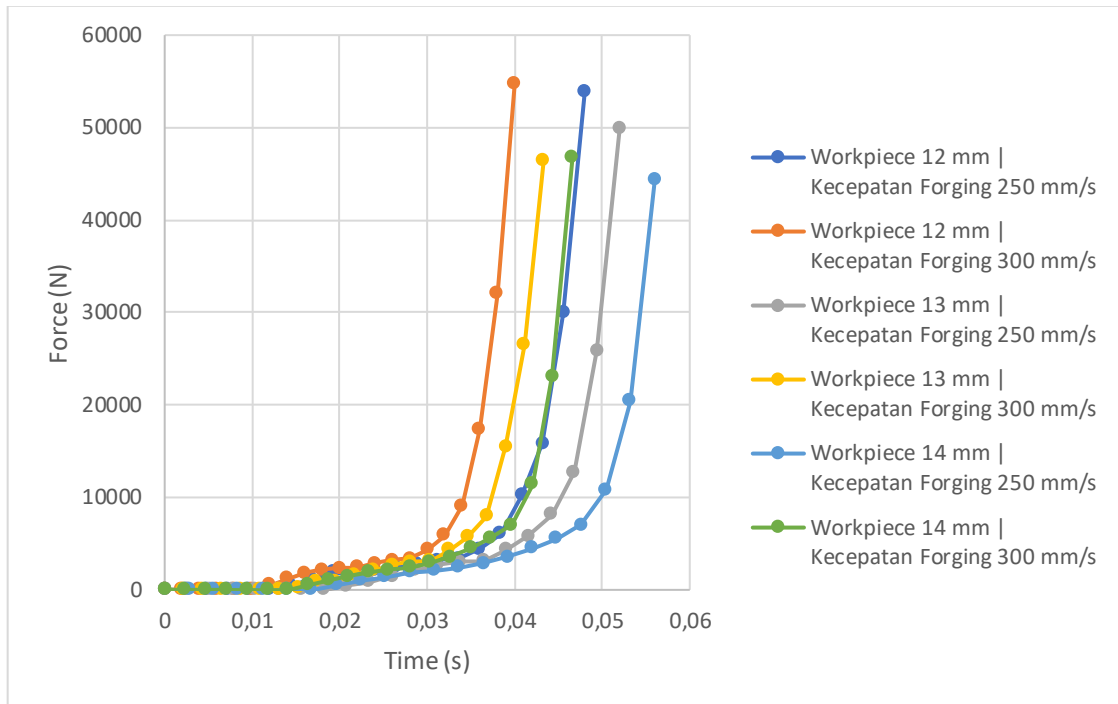
4.2 Analisis Kebutuhan Gaya pada Proses *Forging*

Proses *hot forging* membutuhkan gaya dengan nilai tertentu agar dapat menghasilkan produk yang sesuai harapan. Gaya yang dibutuhkan dalam proses *hot forging* dapat dipengaruhi oleh dimensi dari *workpiece* yang digunakan. Untuk mendapatkan gaya *forging* yang paling rendah diperlukan dimensi *workpiece* dan kecepatan *forging* yang sesuai. Proses untuk mendapatkan kebutuhan gaya pada proses *forging* adalah menggunakan *nodal contact force* pada *upper die* pada sumbu Y seperti pada gambar 4.4. Sehingga gaya yang dibutuhkan untuk proses *forging* pada pembuatan *femoral stem* dapat diprediksi.



Gambar 4. 4 *Nodal Contact Force* pada *Upper Die* (a) dan Kebutuhan Gaya pada Proses *Forging* (b)

Ketiga variasi *workpiece* selanjutnya disimulasikan dengan parameter simulasi yang sama dan dua variasi kecepatan *forging*. Hasil simulasi digunakan untuk mengetahui pengaruh dimensi *workpiece* dan kecepatan *forging* terhadap gaya *forging* yang dibutuhkan. Hasil yang diperoleh ditunjukkan pada gambar 4.5 berikut.

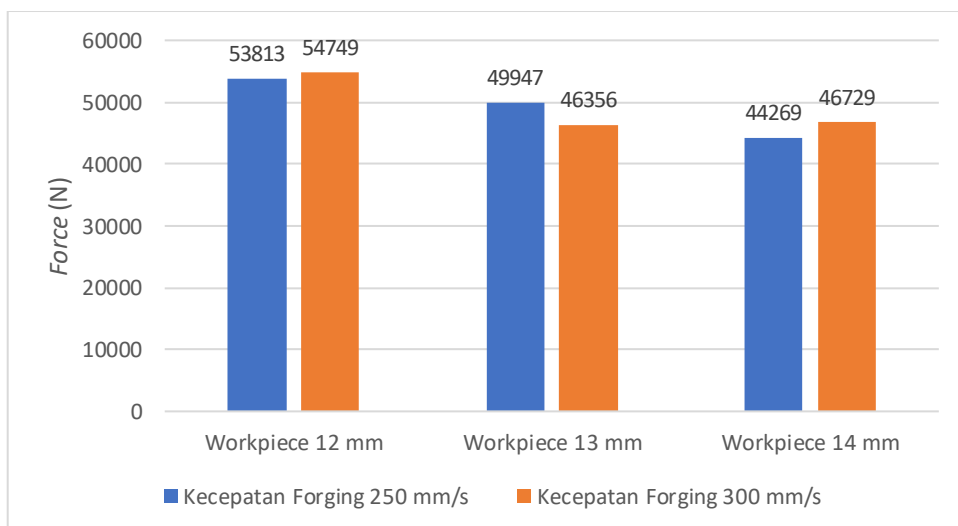


Gambar 4. 5 Grafik Gaya terhadap Waktu Simulasi

Gambar 4.5 menunjukkan kenaikan gaya yang bekerja selama proses *forging*. Tren grafik yang cenderung naik mengindikasikan bahwa gaya yang bekerja akan semakin besar dengan bertambahnya waktu simulasi.

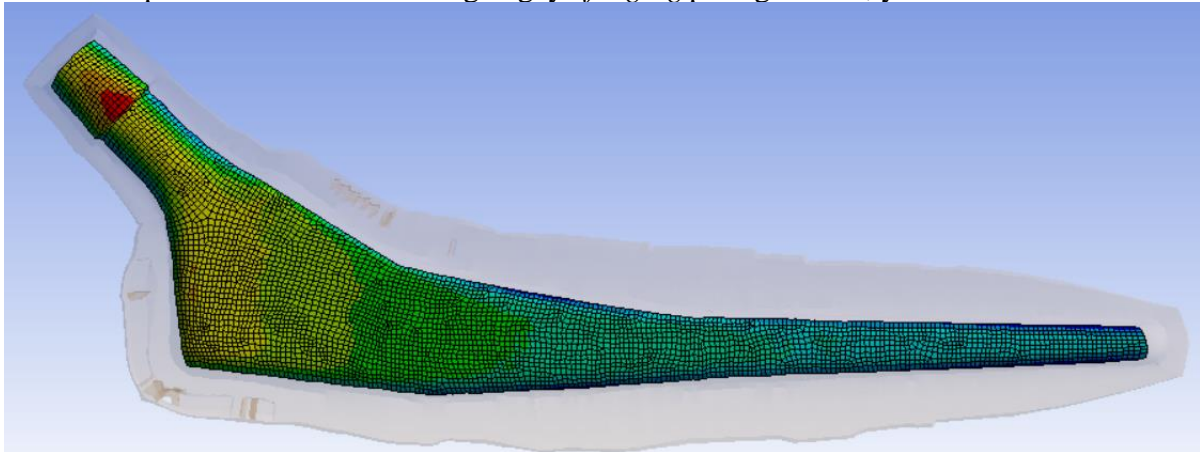
Tabel 4. 3 Gaya *Forging* yang Dibutuhkan pada Setiap Variasi

Variasi <i>Workpiece</i>	Kecepatan <i>Forging</i> (mm/s)	Gaya yang Dibutuhkan (N)
<i>Workpiece</i> 12 mm	250	53813
	300	54749
<i>Workpiece</i> 13 mm	250	49947
	300	46356
<i>Workpiece</i> 14 mm	250	44269
	300	46729



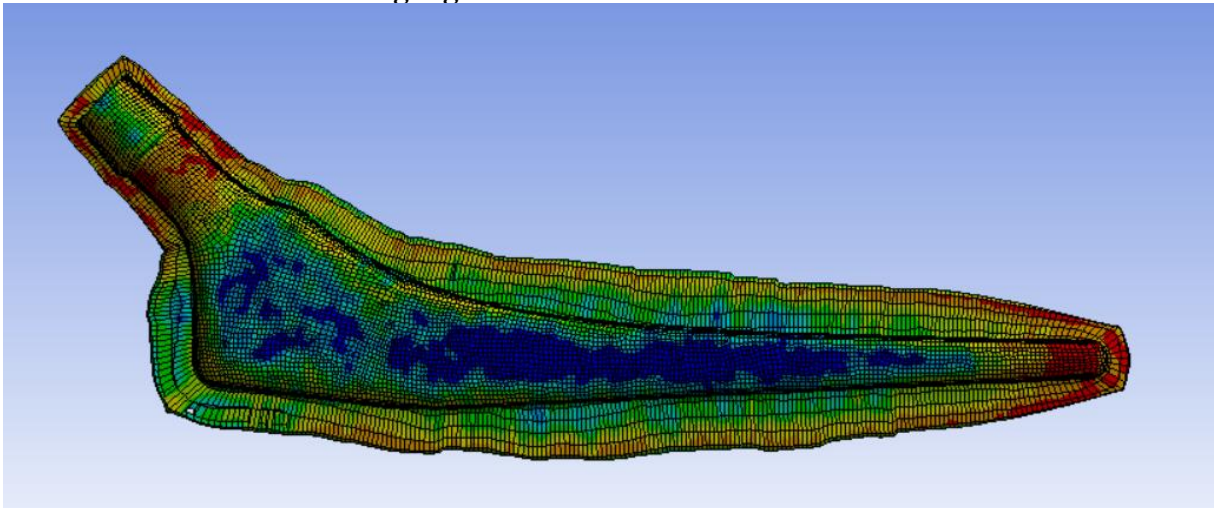
Gambar 4. 6 Grafik Gaya *Forging* yang Dibutuhkan pada Setiap Variasi

Tabel 4.3 menunjukkan besar gaya yang dibutuhkan pada proses *forging* dari setiap variasi. Gambar 4.6 menunjukkan grafik perbandingan antara variasi *workpiece* dan kecepatan *forging* (sumbu x) terhadap gaya yang dibutuhkan. Tren grafik yang didapatkan cenderung turun dengan meningkatnya ketebalan *workpiece*. Kebutuhan gaya paling besar terjadi pada *workpiece* 12 mm dengan kecepatan *forging* 300 mm/s, yaitu 54749 N. Hal ini dapat disebabkan oleh dimensi *femoral stem* pada bagian *head stem* memiliki diameter 14 mm, sehingga terjadi deformasi *workpiece* pada sumbu Y seperti yang ditunjukkan pada gambar 4.7 untuk memenuhi seluruh bagian *dies*. Dalam penelitian ini, *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi terbaik dengan gaya *forging* paling rendah, yaitu 44269 N.



Gambar 4. 7 Deformasi *Workpiece* 12 mm dengan Kecepatan *Forging* 250 mm/s pada sumbu Y

4.3 Analisis Hasil Kontur Tegangan

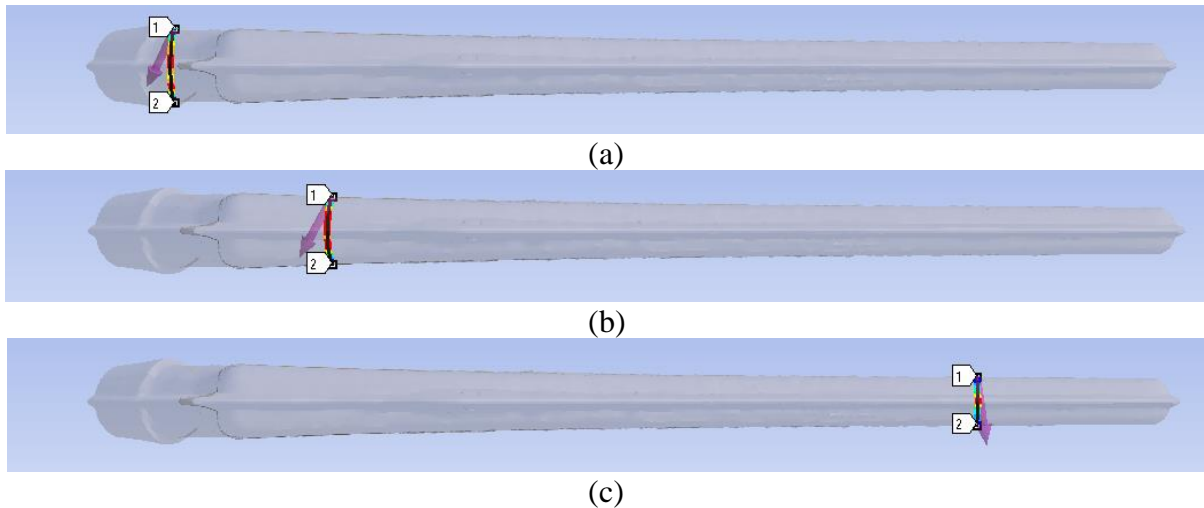


Gambar 4. 8 Kontur Tegangan *Workpiece* 12 mm Hasil Simulasi *Forging* pada Kecepatan *Forging* 250 mm/s

Hasil yang ditampilkan pada gambar 4.8 merupakan tampak depan kontur *workpiece* hasil simulasi *forging* pada *equivalent von-misses stress*. Distribusi tegangan *equivalent* berbeda pada setiap bagian *femoral stem* hasil proses *forging*. Pada bagian *head stem*, *body stem*, dan *tail stem* memiliki kontur warna tegangan yang berbeda sesuai dengan besar tegangan *equivalent* pada setiap bagian. Bagian *tail stem* memiliki tegangan *equivalent* yang lebih tinggi apabila dibandingkan dengan bagian yang lain.

Selain melakukan pengamatan melalui visual kontur, dilakukan juga pengamatan menggunakan peninjauan titik pada bagian *head stem*, *body stem*, dan *tail stem*. Pengamatan

tiga titik ini dilakukan pada waktu yang sama menggunakan *path*. *Path* menampilkan kontur tegangan pada satu garis dari permukaan hingga ke dalam *workpiece* sampai ke permukaan pada sisi lain. Lokasi pengamatan tiga titik ditunjukkan pada gambar 4.9.



Gambar 4. 9 Peninjauan *Path* terhadap Tegangan pada (a) *Head Steam*, (b) *Body Stem*, dan (c) *Tail Stem*

Details of "Equivalent Stress 4"	
Scope	
Scoping Method	Path
Path	Path 3
Geometry	All Bodies
Definition	
Integration Point Results	
Results	
<input type="checkbox"/> Minimum	40,001 MPa
<input type="checkbox"/> Maximum	823,41 MPa
<input type="checkbox"/> Average	463,92 MPa

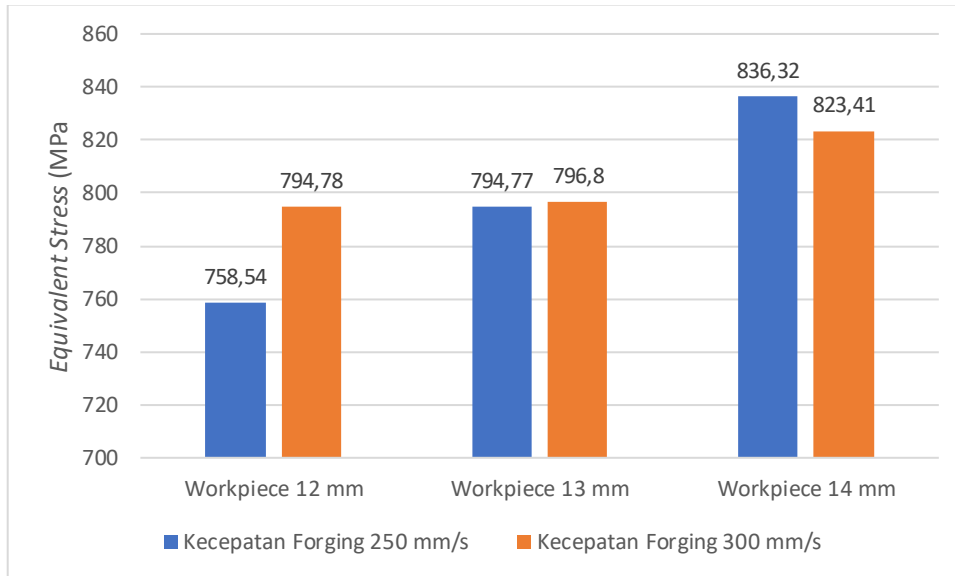
Gambar 4. 10 Hasil Tegangan *Equivalent* pada *Tail Stem Workpiece* 14 mm dengan Kecepatan *Forging* 300 mm/s

Gambar 4.10 adalah hasil tegangan *equivalent* pada *tail stem workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 300 mm/s. Pada gambar 4.9 (a) yaitu bagian *head stem* memiliki tegangan *equivalent* maksimum sebesar 674,73 MPa. Pada gambar 4.9 (b) yaitu bagian *body stem* memiliki tegangan *equivalent* maksimum sebesar 585,35 MPa. Pada gambar 4.9 (c) yaitu bagian *tail stem* memiliki tegangan *equivalent* maksimum sebesar 823,41 MPa. Penggunaan *path* dimaksudkan untuk mengamati secara detail dari *surface* satu dengan *surface* yang lain. Penggunaan *path* juga dimaksudkan untuk mendapatkan hasil spesifik pada lokasi-lokasi pengamatan.

Tabel 4. 4 Hasil Tegangan *Equivalent* Maksimum

Variasi <i>Workpiece</i>	Kecepatan <i>Forging</i> (mm/s)	<i>Equivalent Stress</i> (MPa)		
		<i>Head Stem</i>	<i>Body Stem</i>	<i>Tail Stem</i>
Workpiece 12 mm	250	535,11	464,91	758,54
	300	544,01	471,14	794,78
Workpiece 13 mm	250	693,29	421,2	794,77
	300	687,1	460,79	796,8
Workpiece 14 mm	250	677,83	522,96	836,32
	300	674,73	585,35	823,41

Pada tabel 4.4 dapat dilihat bahwa nilai maksimal tegangan *equivalent* pada bagian *tail stem* memiliki tegangan berkisar antara 700-900 MPa. Nilai tegangan ini lebih tinggi dibandingkan dengan bagian *head stem* dan *body stem*, sesuai dengan kontur warna tegangan yang didapatkan. Hasil ini dapat disebabkan oleh deformasi yang lebih banyak terjadi pada bagian *tail stem*. Oleh karena itu hasil tegangan *equivalent* pada daerah *tail stem* perlu lebih diperhatikan.



Gambar 4. 11 Grafik Tegangan *Equivalent* Maksimum pada Daerah *Tail Stem* terhadap Variasi *Workpiece* dan Kecepatan *Forging*

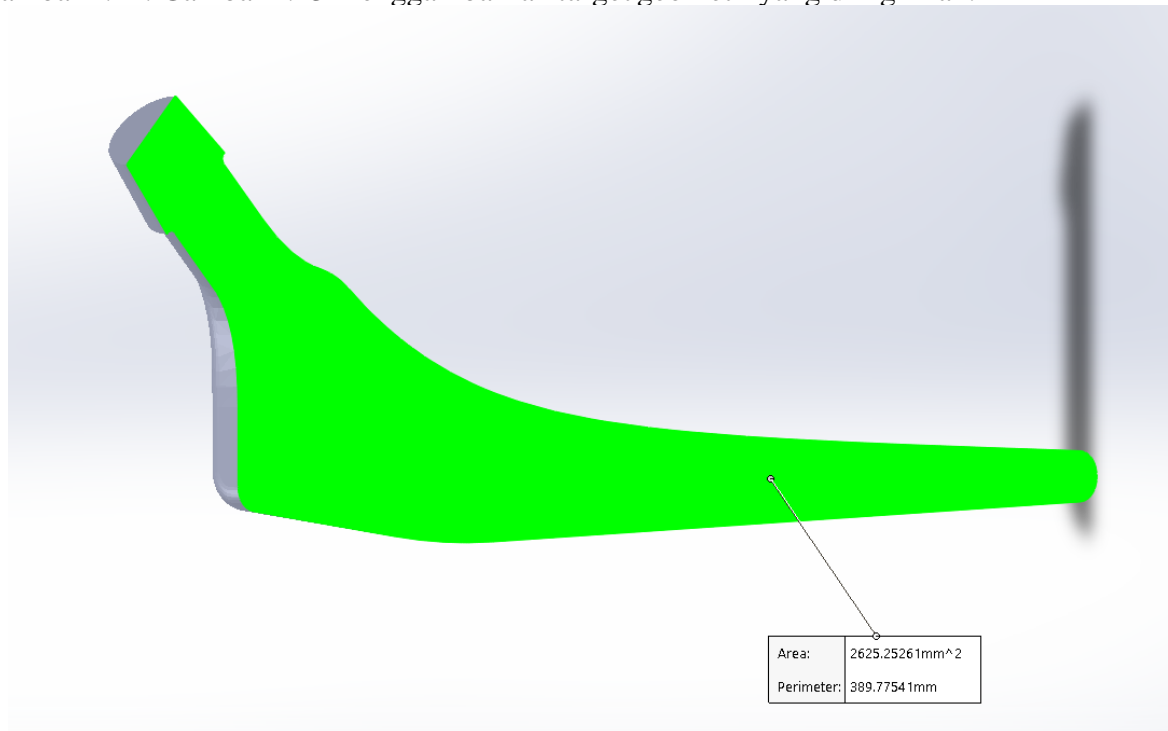
Gambar 4.11 menunjukkan grafik tegangan *equivalent* maksimum pada daerah *tail stem* terhadap variasi *workpiece* dan kecepatan *forging*. Grafik terlihat fluktuatif dan hasil yang didapatkan juga cenderung tidak jauh berbeda. Dapat dilihat bahwa *workpiece* 12 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s memiliki nilai tegangan *equivalent* maksimum yang paling kecil, yaitu 758,54 MPa. Nilai tegangan *equivalent* maksimum yang paling tinggi terdapat pada *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s, yaitu 836,32 MPa. Hal ini dapat disebabkan oleh dimensi *workpiece* yang digunakan, dimana pada *workpiece* 14 mm memiliki ketebalan terbesar. Dalam penelitian ini *workpiece* 12 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi *workpiece* terbaik dengan tegangan *equivalent* maksimum yang paling kecil, yaitu 758,54 MPa.

4.4 Analisis Geometri *Femoral Stem* Hasil *Forging*

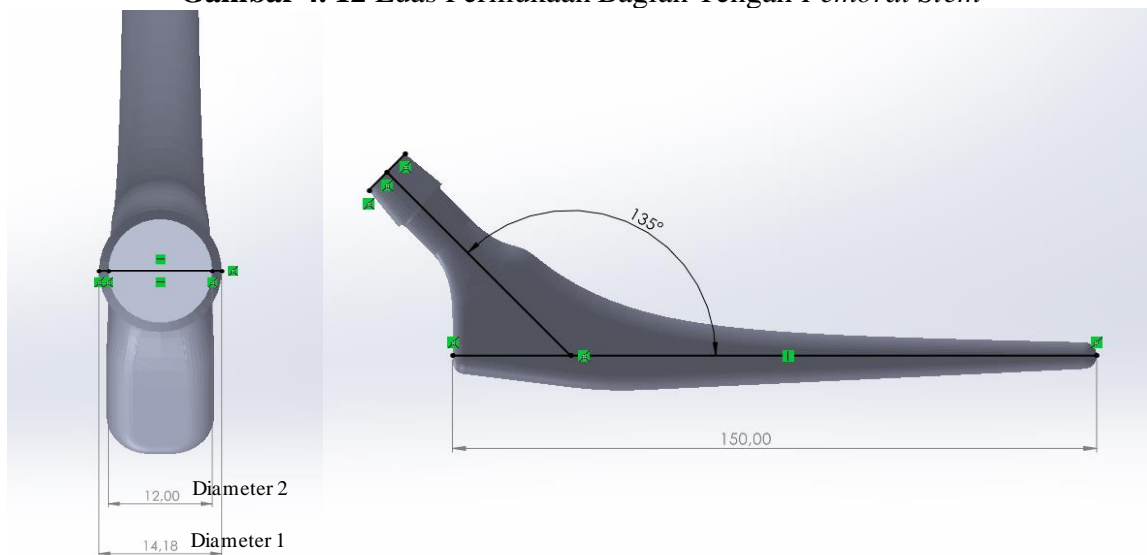
Proses *forging* merupakan proses pembentukan suatu benda kerja menjadi bentuk yang diinginkan. Dimana pada penelitian ini berfokus pada pembentukan *femoral stem hip arthroplasty*. Hasil proses *forging* memerlukan pengecekan kualitas untuk melihat bagus atau tidaknya proses *forging* tersebut. Pengecekan kualitas pada penelitian ini dilakukan dengan memeriksa akurasi geometri dari hasil simulasi *forging*. Analisis akurasi geometri ini penting dilakukan karena berpengaruh pada proses permesinan yang harus dilakukan setelah proses *forging*. Semakin kecil *error* pada pengukuran geometri maka proses permesinan selanjutnya akan semakin sedikit juga.

Untuk mengamati akurasi geometri *femoral stem* hasil simulasi proses *forging*, diperlukan adanya parameter perbandingan antara desain yang diinginkan dengan hasil simulasi proses *forging*. Parameter perbandingan yang digunakan pada penelitian ini adalah volume, luas permukaan bagian tengah, panjang *femoral stem*, sudut CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*), dan diameter *head stem*. Volume *femoral stem* didapat menggunakan *mass properties*

pada *software SolidWorks*. Luas permukaan bagian tengah *femoral stem* ditunjukkan pada gambar 4.12. Gambar 4.13 menggambarkan target geometri yang diinginkan.



Gambar 4. 12 Luas Permukaan Bagian Tengah *Femoral Stem*



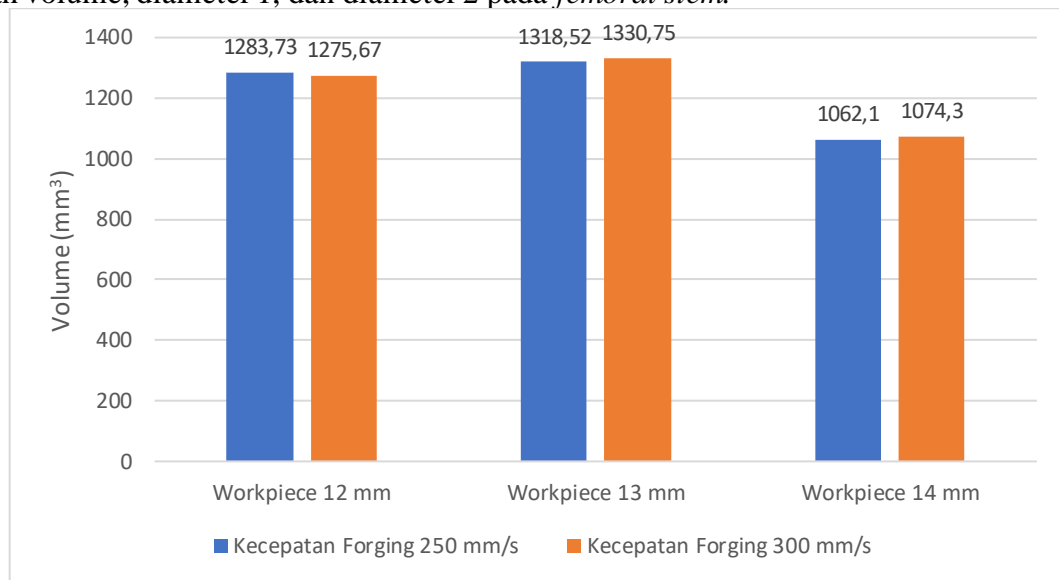
Gambar 4. 13 Geometri *Femoral Stem*

Setelah pengukuran dilakukan, hasil dari masing-masing variasi dibandingkan dengan hasil yang diinginkan. Tabel 4.5 menunjukkan akurasi geometri serta *error* yang didapatkan dari hasil simulasi proses *forging*.

Tabel 4. 5 Hasil Pengukuran Akurasi Geometri

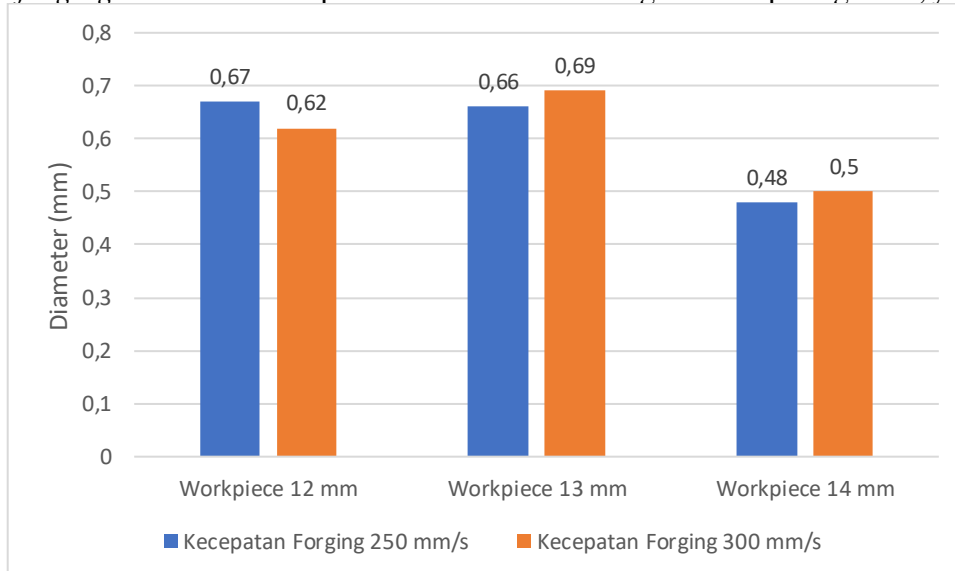
Kecepatan Forging (mm/s)	Variasi Workpiece	Parameter Pemanding	Dimensi Sebenarnya	Hasil Simulasi	Error
250	Workpiece 12 mm	Volume (mm ³)	23557,47	22273,74	5,45%
		Luas Permukaan (mm ²)	2625,2526	2704,58589	2,93%
		Panjang (mm)	150	149,995	0,0033%
		Sudut CCD (°)	135	135	0%
		Diameter 1 (mm)	14,18	13,51	4,73%
		Diameter 2 (mm)	12	11,10	7,50%
	Workpiece 13 mm	Volume (mm ³)	23557,47	22238,95209	5,60 %
		Luas Permukaan (mm ²)	2625,2526	2704,58589	2,93%
		Panjang (mm)	150	149,994	0,0040%
		Sudut CCD (°)	135	135	0%
		Diameter 1 (mm)	14,18	13,52	4,62%
		Diameter 2 (mm)	12	11,12	7,36%
	Workpiece 14 mm	Volume (mm ³)	23557,47	22495,37	4,51%
		Luas Permukaan (mm ²)	2625,2526	2704,58589	2,93%
		Panjang (mm)	150	149,996	0,0027%
		Sudut CCD (°)	135	135	0%
		Diameter 1 (mm)	14,18	13,70	3,36%
		Diameter 2 (mm)	12	11,22	6,46%
300	Workpiece 12 mm	Volume (mm ³)	23557,47	22281,80	5,42%
		Luas Permukaan (mm ²)	2625,2526	2704,58589	2,93%
		Panjang (mm)	150	149,995	0,0033%
		Sudut CCD (°)	135	135	0%
		Diameter 1 (mm)	14,18	13,56	4,36%
		Diameter 2 (mm)	12	11,12	7,29%
	Workpiece 13 mm	Volume (mm ³)	23557,47	22226,72	5,65%
		Luas Permukaan (mm ²)	2625,2526	2704,58589	2,93%
		Panjang (mm)	150	149,998	0,0013%
		Sudut CCD (°)	135	135	0%
		Diameter 1 (mm)	14,18	13,49	4,85%
		Diameter 2 (mm)	12	11,11	7,40%
	Workpiece 14 mm	Volume (mm ³)	23557,47	22483,17	4,56%
		Luas Permukaan (mm ²)	2625,2526	2704,58589	2,93%
		Panjang (mm)	150	149,999	0,0007%
		Sudut CCD (°)	135	135	0%
		Diameter 1 (mm)	14,18	13,68	3,55%
		Diameter 2 (mm)	12	11,21	6,56%

Tabel 4.5 merupakan pengukuran geometri hasil simulasi *forging*. Nilai *error* didapatkan dengan membandingkan hasil yang didapatkan dari simulasi dengan hasil yang diharapkan. Dari keenam parameter yang dibandingkan, terlihat bahwa ada tiga parameter yang setiap variasinya menghasilkan nilai tidak jauh berbeda dan dua diantaranya sesuai dengan hasil yang diharapkan. Oleh karena itu analisis akan difokuskan pada tiga parameter lain yang memiliki perbedaan cukup signifikan. Ketiga parameter yang menjadi fokus penelitian ini adalah volume, diameter 1, dan diameter 2 pada *femoral stem*.



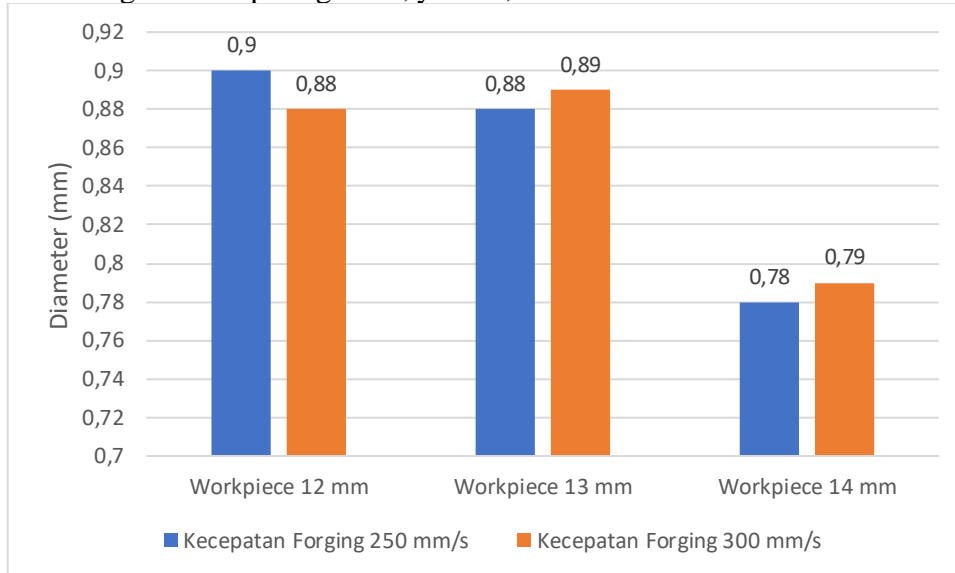
Gambar 4. 14 Grafik Selisih Volume Hasil Simulasi dengan Hasil yang Diharapkan

Gambar 4.14 menunjukkan selisih volume hasil simulasi dengan hasil yang diharapkan. Dapat dilihat bahwa selisih volume pada *workpiece* dengan ketebalan 12 dan 13 mm memiliki nilai yang tidak jauh berbeda dan *workpiece* dengan ketebalan 14 mm memiliki selisih volume paling kecil. Hal ini dapat disebabkan karena *workpiece* dengan ketebalan 14 mm memiliki volume awal paling besar sehingga dapat mengisi seluruh bagian *dies* dengan lebih baik. Dapat dilihat juga bahwa perbedaan kecepatan *forging* yang digunakan menghasilkan volume *femoral stem* yang tidak jauh berbeda. Berdasarkan volume *femoral stem*, *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi terbaik dengan *error* paling kecil, yaitu 4,51%.



Gambar 4. 15 Grafik Selisih Diameter 1 Hasil Simulasi dengan Hasil yang Diharapkan

Gambar 4.15 menunjukkan selisih diameter 1 hasil simulasi dengan hasil yang diharapkan. Dapat dilihat bahwa hasil yang ditunjukkan mirip dengan hasil pada gambar 4.14, dimana selisih diameter 1 pada *workpiece* dengan ketebalan 12 dan 13 mm memiliki nilai yang tidak jauh berbeda dan *workpiece* dengan ketebalan 14 mm memiliki selisih diameter 1 paling kecil. Sama seperti penjelasan pada parameter volume, hal ini dapat disebabkan karena *workpiece* dengan ketebalan 14 mm memiliki volume awal paling besar sehingga dapat mengisi seluruh bagian *dies* dengan lebih baik. Dapat dilihat juga bahwa perbedaan kecepatan *forging* yang digunakan menghasilkan diameter 1 *femoral stem* yang tidak jauh berbeda. Berdasarkan diameter 1 *femoral stem*, *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi terbaik dengan *error* paling kecil, yaitu 3,36%.



Gambar 4. 16 Grafik Selisih Diameter 2 Hasil Simulasi dengan Hasil yang Diharapkan

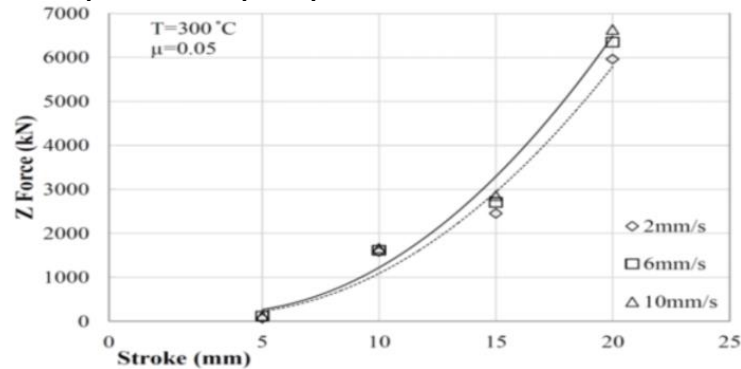
Gambar 4.16 menunjukkan selisih diameter 2 hasil simulasi dengan hasil yang diharapkan. Dapat dilihat bahwa hasil yang ditunjukkan mirip dengan hasil pada gambar 4.14 dan gambar 4.15, dimana selisih diameter 2 pada *workpiece* dengan ketebalan 12 dan 13 mm memiliki nilai yang tidak jauh berbeda dan *workpiece* dengan ketebalan 14 mm memiliki selisih diameter 2 paling kecil. Sama seperti penjelasan pada parameter volume dan diameter 1, hal ini dapat disebabkan karena *workpiece* dengan ketebalan 14 mm memiliki volume awal paling besar sehingga dapat mengisi seluruh bagian *dies* dengan lebih baik. Dapat dilihat juga bahwa perbedaan kecepatan *forging* yang digunakan menghasilkan diameter 2 *femoral stem* yang tidak jauh berbeda. Berdasarkan diameter 2 *femoral stem*, *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi terbaik dengan *error* paling kecil, yaitu 6,46%.

Dari tabel 4.5 juga dapat diamati bahwa dari keenam parameter yang dibandingkan, terdapat tiga parameter yang memiliki nilai *error* yang cukup besar. Hal ini dapat disebabkan oleh desain die yang kurang baik. Selain itu, akurasi geometri pada permukaan tidak terlalu rata. Oleh karena itu pada proses produksi *femoral stem* dengan metode *hot forging* dibutuhkan proses-proses lanjutan untuk meratakan permukaan. *Error* yang dihasilkan juga bisa terjadi karena ukuran *mesh* yang digunakan. Untuk mendapatkan hasil yang lebih baik dapat menggunakan ukuran *mesh* yang lebih kecil.

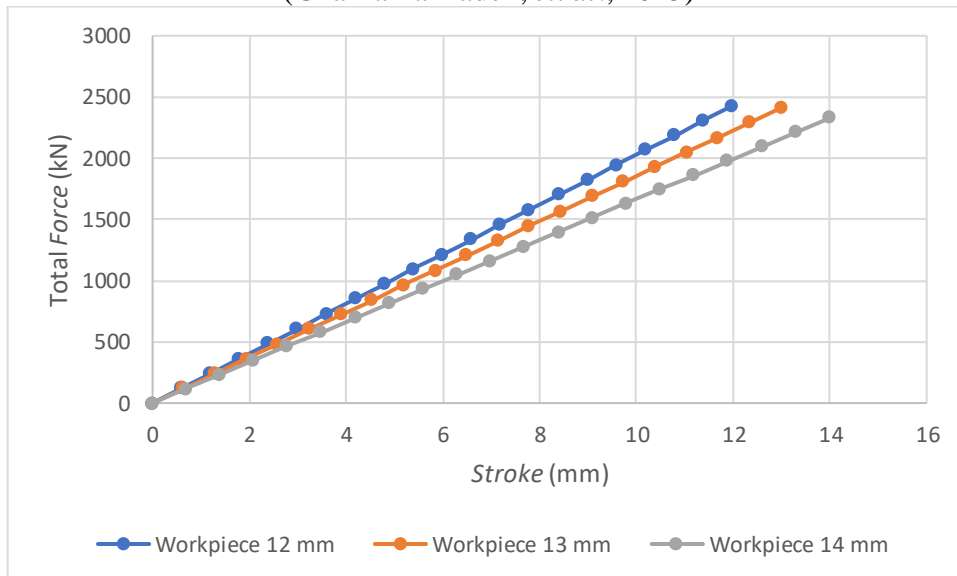
Dapat dilihat pada tabel 4.5 bahwa *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s memiliki nilai *error* pada setiap parameter yang paling kecil. Tabel 4.5 juga menunjukkan bahwa variasi kecepatan *forging* tidak menghasilkan nilai *error* yang jauh berbeda. Oleh karena itu dapat disimpulkan bahwa variasi *workpiece* dapat memengaruhi akurasi geometri pada produk hasil simulasi. Dalam penelitian ini *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi *workpiece* terbaik dengan *error* yang paling kecil.

4.5 Verifikasi Hasil Penelitian

Hasil yang didapatkan pada penelitian ini perlu untuk diverifikasi dengan penelitian yang sudah dilakukan. Penelitian terdahulu yang digunakan untuk verifikasi adalah penelitian yang dilakukan oleh Ghahramanzadeh Asl, H., Sezek, S., dan Alsaran, A. pada tahun 2015 dengan judul “*Analysis of hip prosthesis production with forging using the finite element method*”. Penelitian tersebut bertujuan untuk menemukan parameter yang paling sesuai untuk proses produksi *femoral stem* dengan *hot forging*. Penelitian tersebut menggunakan material Ti6Al4V dengan temperatur 300 °C. Hasil total *force* pada sumbu penekanan *punch die* dari penelitian tersebut dibandingkan dengan penelitian yang dilakukan. Gambar 4.17 menunjukkan grafik total *force* terhadap *die stroke* pada penelitian oleh Ghahramanzadeh, *et. al.*



Gambar 4. 17 Grafik Total *Force* terhadap *Die Stroke* pada Temperatur 300 °C (Ghahramanzadeh, *et. al.*, 2015)

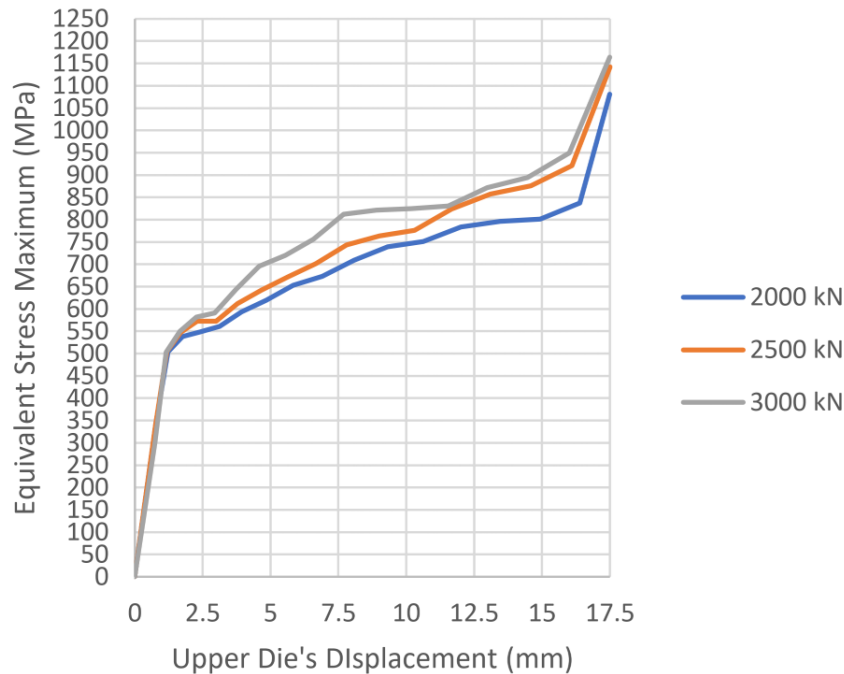


Gambar 4. 18 Grafik Total *Force* terhadap *Die Stroke* pada Penelitian yang Dilakukan

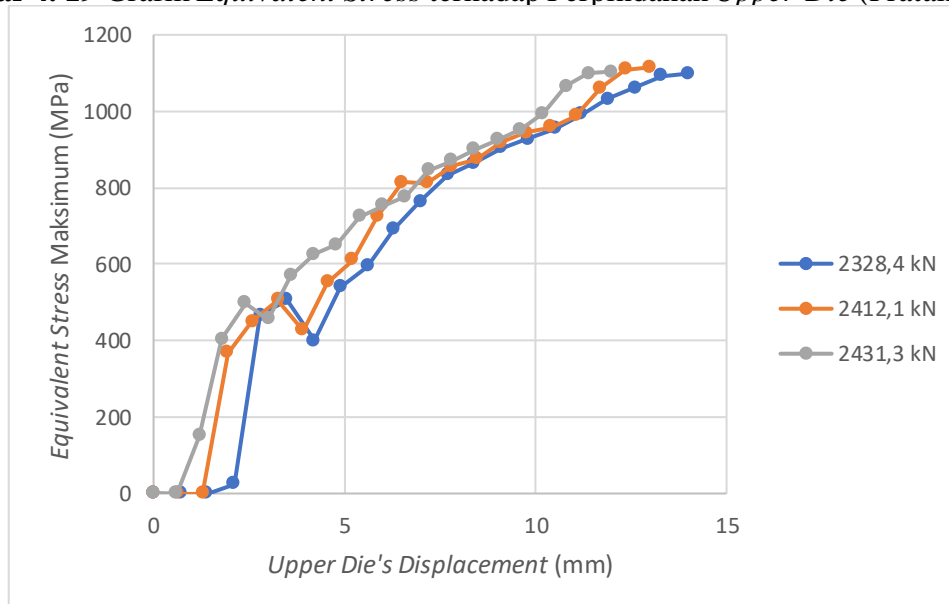
Gambar 4.18 menunjukkan grafik total *force* terhadap *die stroke* pada penelitian yang dilakukan. Dapat dilihat bahwa tren grafik pada penelitian yang dilakukan naik seiring dengan perpindahan *upper die*. Hal ini sesuai dengan hasil yang didapatkan dari penelitian yang dilakukan oleh Ghahramanzadeh, *et. al.*, yaitu hubungan berbanding lurus antara total *force* terhadap perpindahan *upper die* pada proses *forging*. Penelitian yang dilakukan menghasilkan nilai total *force* yang lebih kecil yang dapat disebabkan pada penelitian yang dilakukan menggunakan temperatur *forging* yang lebih besar, yaitu 1000 °C. Penelitian Ghahramanzadeh, *et. al.* menggunakan temperatur *forging* 300 °C dengan material benda kerja Ti6Al4V dan menghasilkan gaya terbesar 6651 kN. Sedangkan pada penelitian yang dilakukan menggunakan temperatur *forging* 1000 °C dengan material *stainless steel* 316L dan menghasilkan gaya

terbesar 2431,3 kN. Nilai total *force* yang lebih kecil pada penelitian yang dilakukan juga dapat disebabkan oleh penggunaan material yang berbeda, dimana *stainless steel 316L* memiliki *yield stress* yang lebih rendah dari Ti6Al4V.

Verifikasi selanjutnya menggunakan penelitian yang dilakukan oleh Muhammad Ghusti Rakha Pratama pada tahun 2020 dengan judul “Simulasi Pembuatan *Femoral Stem Hip Arthroplasty* dengan Metode *Hot Forging*”. Pada penelitian tersebut dilakukan simulasi pembuatan *femoral stem* hasil *hot forging* menggunakan material *stainless steel 316L*. Hasil tegangan *equivalent* maksimal dari penelitian tersebut dibandingkan dengan penelitian yang dilakukan. Penelitian tersebut menggunakan material *stainless steel 316L* dengan temperatur 1000 °C. Gambar 4.19 menunjukkan grafik *equivalent stress* terhadap perpindahan *upper die* pada penelitian oleh Muhammad Ghusti Rakha Pratama.



Gambar 4. 19 Grafik *Equivalent Stress* terhadap Perpindahan *Upper Die* (Pratama, 2020)



Gambar 4. 20 Grafik *Equivalent Stress* terhadap Perpindahan *Upper Die* pada Penelitian yang Dilakukan

Gambar 4.20 menunjukkan grafik *equivalent stress* terhadap perpindahan *upper die* pada penelitian yang dilakukan. Dapat dilihat bahwa tren grafik pada penelitian yang dilakukan naik seiring dengan perpindahan *upper die*. Hal ini sesuai dengan hasil yang didapatkan dari penelitian yang dilakukan oleh Muhammad Ghusti Rakha Pratama yaitu tegangan *equivalent* meningkat seiring dengan perpindahan *upper die* menempa benda kerja.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Kesimpulan yang penulis ambil dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Berdasarkan hasil simulasi, didapatkan bahwa pemilihan dimensi *workpiece* dapat memengaruhi gaya yang dibutuhkan pada proses *forging*. Selain itu, kecepatan *forging* kemungkinan tidak berpengaruh terhadap gaya yang dibutuhkan pada proses *forging*. Dalam penelitian ini *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi terbaik dengan gaya *forging* paling rendah, yaitu 44269 N.
2. Berdasarkan hasil simulasi, didapatkan bahwa pemilihan dimensi *workpiece* dapat memengaruhi tegangan *equivalent* maksimum pada produk hasil *forging*. Selain itu, kecepatan *forging* kemungkinan tidak berpengaruh terhadap tegangan *equivalent* maksimum pada produk hasil *forging*. Dalam penelitian ini *workpiece* 12 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi *workpiece* terbaik dengan tegangan *equivalent* maksimum yang paling kecil, yaitu 758,54 MPa.
3. Hasil akurasi geometri yang dihasilkan secara keseluruhan sudah mendekati hasil yang diharapkan. Dari keenam parameter yang dibandingkan, terlihat bahwa ada tiga parameter yang setiap variasinya menghasilkan nilai tidak jauh berbeda dan dua diantaranya sesuai dengan hasil yang diharapkan. Berdasarkan hasil simulasi, didapatkan bahwa pemilihan dimensi *workpiece* dapat memengaruhi akurasi geometri pada produk hasil simulasi. Selain itu, kecepatan *forging* kemungkinan tidak berpengaruh terhadap akurasi geometri pada produk hasil simulasi. Dalam penelitian ini *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi *workpiece* terbaik dengan rata-rata *error* pada akurasi geometri yang paling kecil, yaitu *error* pada volume sebesar 4,51%, *error* pada luas permukaan sebesar 2,93%, *error* pada panjang sebesar 0,0027%, *error* pada sudut CCD sebesar 0%, *error* pada diameter 1 sebesar 3,36%, dan *error* pada diameter 2 sebesar 6,46%.
4. Berdasarkan hasil simulasi, didapatkan bahwa *workpiece* 14 mm dengan kecepatan *forging* 250 mm/s merupakan variasi terbaik dengan kebutuhan gaya paling rendah dan rata-rata *error* pada akurasi geometri yang paling kecil.
5. Proses simulasi *hot forging* pembentukan *femoral stem* untuk *hip arthroplasty* dengan software ANSYS Workbench LS-DYNA memiliki langkah-langkah sebagai berikut. Yang pertama adalah memasukkan *assembly workpiece* dan cetakan *forging* dan *mechanical properties* material *stainless steel 316l* ke software ANSYS Workbench. Setelah itu adalah menentukan *frictional contact* dan koefisien gesek pada *connection* antara *workpiece* dan cetakan *forging*. Selanjutnya adalah melakukan proses *meshing*. Setelah itu dilanjutkan dengan menentukan parameter-parameter *forging*, seperti kecepatan awal pada *upper die*, *fixed support* pada *lower die*, *remote displacement* pada *upper die*, *velocity* pada *upper die*, dan *end time* pada *analysis settings*. Langkah terakhir adalah melakukan proses simulasi dan analisis hasil untuk mencapai kesimpulan.

5.2 Saran

Saran yang penulis berikan untuk pengembangan penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian dapat dilanjutkan dengan eksperimen sebagai validasi agar proses simulasi sesuai dengan kenyataan.
2. Perlu dilakukan simulasi dengan perangkat lunak pembanding, seperti DEFORM-3D, MSC.SuperForge, dan lain-lain.
3. Desain *dies* dapat diperbaiki untuk mendapatkan hasil akurasi geometri yang lebih baik.
4. Variasi parameter yang digunakan dapat diperbanyak agar perbedaan antar variasi dapat lebih terlihat.

5. Perlu meningkatkan pemahaman mengenai *mesh*, *input*, dan *contact* pada *software* ANSYS untuk meminimalkan terjadinya kesalahan pada proses simulasi.

DAFTAR PUSTAKA

- Altan, T., Ngaile, G., & Shen, G. (Eds.). (2005). *Cold and hot forging: Fundamentals and applications*. ASM International.
- Ambrosio, L. (2017). *Biomedical Composites (2nd Edition)*. Woodhead Publishing.
- Badan Penelitian dan Pengembangan Kesehatan Kementerian Kesehatan Republik Indonesia. (2018). *Riset Kesehatan Dasar*. Jakarta: Kementerian Kesehatan Republik Indonesia
- Battin A.A. (2009). *Finite Element Analysis of Forging*. The University of Texas Arlington.
- Bombač, David & Brojan, Miha & Fajfar, Peter & Kosel, Franc & Turk, Rado. (2007). *Review of materials in medical applications Pregled materialov v medicinskih aplikacijah*. RMZMaterials and Geo-environment. 54. 471-499.
- Cahyanto, Arief. (2009). *Makalah Biomaterial*. Bandung : Universitas Padjajaran
- Chandrasekaran, M. (2010). Forging of metals and alloys for biomedical applications. In *Metals for Biomedical Devices* (pp. 235–250). Elsevier.
- Chen, Q., & Thouas, G. A. (2015). Metallic implant biomaterials. *Materials Science & Engineering, R, Reports: A Review Journal*, 87, 1–57. <https://doi.org/10.1016/j.msar.2014.10.001>
- Davis, J. R. (Ed.). (1994). *ASM Speciality Handbook Stainless Steels*. ASM International.
- F04 Committee. (2013). *Specification for wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum stainless steel bar and wire for surgical implants (UNS S31673)*. ASTM International.
- Gardner, L., Insausti, A., Ng, K. T., & Ashraf, M. (2010). Elevated temperature material properties of stainless steel alloys. *Journal of Constructional Steel Research*, 66(5), 634–647. <https://doi.org/10.1016/j.jcsr.2009.12.016>
- Ghahramanzadeh Asl, H., Sezek, S., & Alsaran, A. (2015). Analysis of hip prosthesis production with forging using the finite element method. *Erzincan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 8(1), 69. <https://doi.org/10.18185/eufbed.31555>
- Hashmi, S., Batalha, G. F., Van Tyne, C. J., & Yilbas, B. S. (2014). *Comprehensive materials processing*. Elsevier.
- Holzwarth, U., Cotogno, G. (2012). *Total hip arthroplasty : state of the art, challenges and prospects*, Publications Office. <https://data.europa.eu/doi/10.2788/31286>
- Hutton, D. V. (2004). *Fundamentals of Finite Element Analysis*. McGraw Hill Higher Education.
- Jin, W., & Chu, P. K. (2017). Orthopedic Implants. In *Encyclopedia of Biomedical Engineering* (pp. 425–439). Elsevier.
- Jones, L. C., Timmie Topoleski, L. D., & Tsao, A. K. (2017). Biomaterials in orthopaedic implants. In *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants* (pp. 17–32). Elsevier.
- Logan, D. L. (2012). *A first course in the finite element method* (5th ed.). CL Engineering.
- Maarefdoust, M., & Kadkhodayan, M. (2010). Simulation and analysis of hot forging process for industrial locking gear elevators. *The International Conference on Applied Mechanics and Mechanical Engineering*, 14(14), 1–10. <https://doi.org/10.21608/amme.2010.37680>
- Mabruri, E. (2016). APLIKASI SEVERE PLASTIC DEFORMATION (SPD) DAN HEAVY COLD ROLLING PADA BAJA TAHAN KARAT AUSTENITIK 316L [the application of severe plastic deformation (SPD) and heavy cold rolling of austenitic stainless steel 316L]. *Metalurgi*, 27(1), 7. <https://doi.org/10.14203/metalurgi.v27i1.134>
- Madenci, E., & Guven, I. (2015). *The finite element method and applications in engineering using ANSYS (R)* (2nd ed.). Springer.
- McGuire, M. F. (2008). *Stainless steels for design engineers*. ASM International.
- Mehta, Nirajkumar & Shiyani, Viral & Nasit, Jemish. (2013). *Metal Forming Analysis*. International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering. 3. 190-196.

- Mendelson, A. (1983). *Plasticity: Theory and Application* (2nd ed.). Krieger Publishing Company.
- Merola, M., & Affatato, S. (2019). Materials for hip prostheses: A review of wear and loading considerations. *Materials*, 12(3), 495. <https://doi.org/10.3390/ma12030495>
- Park, J. B., & Bronzino, J. D. (Eds.). (2003). *Biomaterials: Principles and Applications*. CRC Press.
- Prabhakar, A., Haneef, M., & Ahmed, S. (2013). *Sheet metal forming analyses with spring-back deformation on U-Bends in Isotropic plates*. IJRSET
- Pratama, M. G. R. (2020). *Simulasi Pembuatan Femoral Stem Hip Arthroplasty dengan Metode Hot Forging*. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Roque, C. M. O. L., & Button, S. T. (2000). Application of the finite element method in cold forging processes. *Revista Brasileira de Ciências Mecânicas*, 22(2), 189–202. <https://doi.org/10.1590/s0100-73862000000200005>
- Singer, Ferdinand L. (1995). *Ilmu Kekuatan Bahan*. Jakarta : Erlangga
- Sluzalec, A. (2004). *Theory of metal forming plasticity: Classical and advanced topics*. Springer.
- Talha, M., Behera, C. K., & Sinha, O. P. (2013). A review on nickel-free nitrogen containing austenitic stainless steels for biomedical applications. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 33(7), 3563–3575. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.06.002>
- Williams, J., & Fatemi, A. (2007). Fatigue performance of forged steel and ductile cast iron crankshafts. *SAE Technical Paper Series*.
- Zhang, W., Ouyang, H., Dass, C. R., & Xu, J. (2016). Current research on pharmacologic and regenerative therapies for osteoarthritis. *Bone Research*, 4(1), 15040. <https://doi.org/10.1038/boneres.2015.40>

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di kota Padang pada tanggal 30 Mei 2000. Penulis merupakan anak ketiga dari pasangan Roland Hutajulu dan Meirince Nurlasni Pasaribu. Penulis telah menempuh pendidikan formal di TK Dharma Loka Pekanbaru (2005-2006), kemudian dilanjutkan dengan SD Dharma Loka Pekanbaru (2006-2010) dan SD Budi Mulia 2 Pematangsiantar (2010-2012). Penulis melanjutkan jenjang pendidikan menengah pertama di SMP Swasta RK Bintang Timur Pematangsiantar (2012-2013) dan SMPN 8 Pekanbaru (2013-2015). Penulis melanjutkan jenjang pendidikan menengah atas di SMAN 8 Pekanbaru (2015-2018). Penulis melanjutkan pendidikan ke Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya di Departemen Teknik Mesin FTIRS pada tahun 2018. Selama menjalani perkuliahan, penulis pernah aktif dalam UKM Catur ITS. Penulis juga aktif dalam kepanitiaan kegiatan organisasi mahasiswa tingkat departemen, fakultas, dan institut. Selain kepanitiaan dan organisasi, penulis juga aktif sebagai asisten praktikum Mekanika Fluida II, Perpindahan Panas, dan Metrologi Industri. Pada semester kedelapan, penulis mengikuti Magang dan Studi Independen Bersertifikat (MSIB) Kampus Merdeka, yaitu Bangkit Academy 2022 by Google, GoTo, Traveloka. Rumpun ilmu yang dipilih oleh penulis pada penelitian tugas akhir adalah bidang manufaktur. Penulis terbuka untuk diskusi mengenai Tugas Akhir ini, penulis dapat dihubungi via email jimmyclaudioh@gmail.com.