

TUGAS AKHIR - TM184835

**SIMULASI HOT FORGING FEMORAL STEM HIP PADA
BENDA KERJA BATANG BENGKOK DENGAN MATERIAL
Ti6Al4V**

OMAR FADHILLA HARTAWAN
NRP. 02111840000157

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 HOT FORGING FEMORAL STEM HIP PADA
BENDA KERJA BATANG BENGKOK DENGAN MATERIAL
Ti6Al4V**

OMAR FADHILLA HARTAWAN
NRP 02111840000157

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)



TUGAS AKHIR - TM184835

SIMULATION OF HOT FORGING HIP FEMORAL STEM USING CURVED ROD WITH Ti6Al4V MATERIAL

OMAR FADHILLA HARTAWAN
NRP 02111840000157

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 HOT FORGING FEMORAL STEM HIP PADA BENDA KERJA BATANG BENGKOK DENGAN MATERIAL Ti6Al4V

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 :

Omar Fadhilla Hartawan

NRP. 02111840000157

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 HOT FORGING HIP FEMORAL STEM USING CURVED ROD WITH Ti6Al4V MATERIAL

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 : **Omar Fadhilla Hartawan**

NRP. 02111840000157

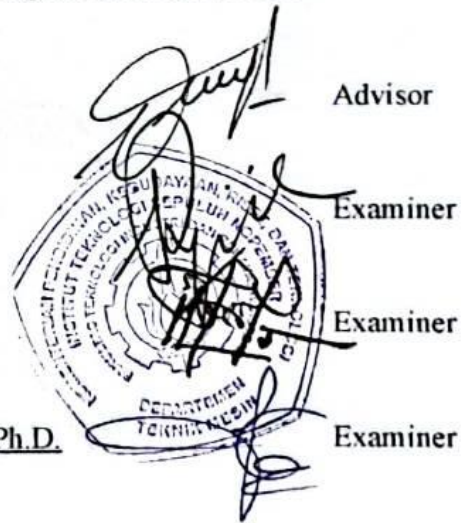
Approved by Final Project Examiner Team :

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



SURABAYA

August, 2022

(This page is intentionally left blank)

PERNYATAAN ORISINALITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama mahasiswa / NRP : Omar Fadhilla Hartawan / 02111840000157
Departemen : Teknik Mesin
Dosen Pembimbing / NIP : Dinny Harnany, S.T., M.Sc. / 198905132019032013

dengan ini menyatakan bahwa Tugas Akhir dengan judul "*Simulasi Hot Forging Femoral Stem Hip* pada Benda Kerja Batang Bengkok dengan Material Ti6Al4V" 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,



(Omar Fadhilla Hartawan)
NRP.02111840000157

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

STATEMENT OF ORIGINALITY

The undersigned below:

Name of student / NRP : Omar Fadhilla Hartawan / 02111840000157

Department : Mechanical Engineering

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

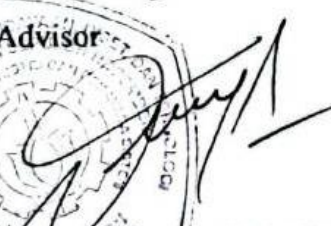
hereby declare that the Final Project with the title of "Simulation of Hot Forging Hip Femoral Stem using Curved Rod with Ti6Al4V Material" is the result of my own work, is original, and is written by following the rules of scientific writing.

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



(Omar Fadhilla Hartawan)

NRP.02111840000157

(This page is intentionally left blank)

SIMULASI HOT FORGING FEMORAL STEM HIP PADA BENDA KERJA BATANG BENGKOK DENGAN MATERIAL Ti6Al4V

Nama Manusia / NRP : Omar Fadhilla Hartawan / 02111840000157
Departemen : Teknik Mesin FTIRS – ITS
Dosen Pembimbing : Dinny Harnany, S.T., M.Sc.

ABSTRAK

Osteoarthritis (OA) merupakan penyakit sendi degeneratif yang diakibatkan oleh kerusakan kartilago sendi. Berdasarkan RISKESDAS, prevalensi OA lutut radiologis di Indonesia sebesar 7.3% pada tahun 2018. Penyakit ini sering muncul pada sendi tangan, panggul, kaki dan tulang belakang. Prevalensi kerusakan sendi sinovial ini meningkat seiring dengan bertambahnya usia. Salah satu upaya medis yang dilakukan oleh dokter ortopedi untuk mengatasi *hip osteoarthritis* adalah dengan prosedur pergantian sendi pinggul menggunakan implan yang dikenal dengan *total hip arthroplasty*. Saat ini, Indonesia masih mengimpor *hip prosthesis* yang digunakan pada prosedur medis tersebut untuk memenuhi kebutuhan secara nasional. Kebutuhan tersebut juga di pengaruhi oleh bentuk anatomi orang Indonesia, yaitu ras Mongoloid yang menjadi kendala karena perbedaannya dengan anatomi ras lain. Oleh karena itu, penelitian ini dibutuhkan untuk memodelkan produksi *hip prosthesis* yang sesuai dengan masyarakat anatomi masyarakat Indonesia. Metode yang umum dipakai untuk memproduksi *femoral stem* dalam *hip prosthesis* adalah penempaan panas (*hot forging*). Dibandingkan dengan metode lain seperti *wax casting*, *hot forging* dapat menghasilkan produk dengan kekuatan yang lebih tinggi.

Dalam penelitian ini, proses *hot forging* yang akan disimulasikan hanya mencakup tahapan *last forming* dengan menggunakan metode *finite element method* pada *software* ANSYS LS-Dyna. Material yang akan digunakan adalah titanium Ti6Al4V. Sebelum simulasi dapat dilakukan, perlu terlebih dahulu membuat model cetakan *dies* dan benda kerja untuk proses *last forging femoral stem* dengan *software* 3D Solidworks. *Set-up* simulasi meliputi tahap pendefinisian material, *meshing* material, serta *set-up* parameter seperti koefisien gesek dan kecepatan *punch*. Setelah proses *set-up* selesai, simulasi dapat dimulai. Variasi ukuran benda kerja dilakukan untuk mengetahui ukuran benda kerja yang optimal untuk menghasilkan *femoral stem* pada *hot forging*. Analisis yang dilakukan mencakup analisis akurasi geometri dan gaya *forging* dari setiap variasi tersebut.

Hasil simulasi menunjukkan bahwa terbentuknya *flash* pada *hot forging femoral stem* menandakan bahwa *cavity die* dapat terisi secara menyeluruh. Didapatkan juga ukuran diameter benda kerja berperan pada akurasi geometri dan gaya yang diperlukan selama proses *forging*. Semakin besar diameter benda kerja yang digunakan, maka gaya yang diperlukan dalam proses *forging* akan semakin besar serta geometri hasil *forging* akan semakin mendekati desain asli *femoral stem*. Dari hasil simulasi *forging*, penulis menyimpulkan bahwa hanya ada 2 variasi diameter tengah benda kerja yang dapat dijadikan produk akhir berupa *femoral stem*. Variasi tersebut adalah benda kerja dengan diameter tengah 23 dan 24 yang hasil *forging* nya memiliki ukuran CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*) dan diameter *head stem* yang sama dengan desain *femoral stem*. Kedua variasi tersebut juga memiliki panjang *femoral stem* yang hampir sama dengan desain asli *femoral stem* dengan besar selisih kurang dari toleransi 0,2 mm. Tidak hanya hasil simulasi, dalam penelitian ini penulis juga mendapatkan beberapa informasi dalam menggunakan *software* ANSYS LS-Dyna untuk mensimulasikan *hot forging*.

Kata Kunci: simulasi, *total hip arthroplasty*, *femoral stem*, *finite element method*, Ti6Al4V, *hot forging*

SIMULATION OF HOT FORGING HIP FEMORAL STEM USING CURVED ROD WITH Ti6Al4V MATERIAL

Student Name / ID : Omar Fadhilla Hartawan / 02111840000157
Departement : Teknik Mesin FTIRS – ITS
Advisor : Dinny Harnany, S.T., M.Sc.

ABSTRACT

Osteoarthritis (OA) is a degenerative joint disease caused by damage to joint cartilage. Based on RISKESDAS, the prevalence of radiological knee OA in Indonesia was 7.3% in 2018. This disease often occurs in the joints of the hands, hips, feet and spine. The prevalence of synovial joint damage increases with age. One of the medical efforts made by orthopedic doctors to treat hip osteoarthritis is a hip joint replacement procedure using implants known as total hip arthroplasty. Currently, Indonesia is still importing the hip prosthesis used in the medical procedure to meet national needs. This need is also influenced by the anatomical shape of the Indonesian people, namely the Mongoloid race which is an obstacle because of its differences with the anatomy of other races. Therefore, this research is needed to model the production of hip prosthesis in accordance with the anatomical community of Indonesian society. The method commonly used to produce the femoral stem in a hip prosthesis is hot forging. Compared to other methods such as wax casting, hot forging can produce a product with higher strength.

In this study, the hot forging process that will be simulated only includes the last forming stage using the finite element method in the ANSYS LS-Dyna software. The material to be used is titanium Ti6Al4V. Before the simulation can be carried out, it is necessary to first create a mold model of the dies and workpieces for the last forging femoral stem process with 3D Solidworks software. The simulation set-up includes the material definition stage, material meshing, as well as parameter set-up such as friction coefficient and punch speed. After the set-up process is complete, the simulation can start. Variations in the size of the workpiece are carried out to determine the optimal workpiece size to produce femoral stems in hot forging. The analysis carried out includes an analysis of the accuracy of the geometry and the forging force of each of these variations.

The simulation results show that the formation of flash on the hot forging femoral stem indicates that the die cavity can be completely filled. It is also found that the size of the workpiece diameter plays a role in the accuracy of the geometry and force required during the forging process. The larger the diameter of the workpiece used, the greater the force required in the forging process and the geometry of the forging results will be closer to the original design of the femoral stem. From the forging simulation results, the authors conclude that there are only 2 variations of the middle diameter of the workpiece that can be used as the final product in the form of a femoral stem. The variations are workpieces with a center diameter of 23 and 24 whose forging results have CCD (centrum-collum-diaphysis angles) sizes and the same diameter head stem as the femoral stem design. Both variations also have a femoral stem length that is almost the same as the original femoral stem design with a difference of less than 0.2 mm tolerance. Not only simulation results, in this study the authors also get some information on using the ANSYS LS-Dyna software to simulate hot forging.

Keywords: simulation, total hip arthroplasty, femoral stem, finite element method, Ti6Al4V, hot forging

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT, 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. 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. 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.
5. Jimmy Claudio Hutajulu dan Felix Rajaim B. Munthe yang telah menjadi teman seperjuangan saat mengerjakan hingga menyelesaikan riset pada tugas akhir ini.
6. 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.
7. Keluarga M61 yang telah memberi pengalaman dan pembelajaran berharga kepada penulis selama berkuliah di Teknik Mesin ITS yang sama-sama kita cintai.
8. Seluruh civitas akademika ITS yang baik dan ramah.
9. 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

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN	v
APPROVAL SHEET	vii
PERNYATAAN ORISINALITAS	ix
STATEMENT OF ORIGINALITY	xi
ABSTRAK	xiii
ABSTRACT	xiv
KATA PENGANTAR	xv
DAFTAR ISI	xvii
DAFTAR GAMBAR	xix
DAFTAR TABEL	xxi
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Biomaterial pada Implan Tulang	5
2.2 Titanium dan Paduan Titanium	5
2.2.1 Paduan Titanium Ti-6Al-4V	7
2.3 <i>Forging</i>	7
2.3.1 <i>Hot Forging</i>	9
2.3.2 <i>Open-Die dan Closed-Die Forging</i>	10
2.4 Parameter <i>Forging</i>	12
2.5 <i>Finite Element Method</i> (FEM) atau Metode Elemen Hingga (MEH)	13
2.5.1 Verifikasi dan Validasi <i>Finite Element Method</i>	14
2.5.2 Aplikasi <i>Finite Element Method</i> pada <i>Forging</i>	14
2.6 Teori Plastisitas Bahan	15
2.7 Pemodelan Johnson-Cook Strength	18
2.8 Penelitian Terdahulu	18
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	26
3.3.2 Desain 3D <i>Die Last Forging</i>	27
3.3.3 Desain Benda Kerja	28
3.3.4 Pemodelan <i>Assembly Workpiece</i> dan <i>Die Last Forging</i>	29
3.3.5 Proses Simulasi	29
3.3.6 Uji Konvergensi	32
3.3.7 Analisis Hasil	33
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	35
4.1 Hasil Simulasi <i>Hot Forging</i>	35
4.2 Analisis Flash pada Hasil <i>Forging Stem Hip Prosthesis</i>	37
4.3 Analisis Geometri <i>Stem Hip Prosthesis Hasil Forging</i>	39
4.4 Analisis Gaya yang Dibutuhkan dalam Proses <i>Forging</i>	44

4.5 Validasi Simulasi Hot Forging ANSYS LS Dyna.....	48
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	51
5.1 Kesimpulan.....	51
5.2 Saran	52
DAFTAR PUSTAKA	53
BIODATA PENULIS	59

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1.1 <i>Hip prosthesis</i>	1
Gambar 2.1 Perbandingan temperatur, bentuk dan material yang dapat di proses pada <i>cold, warm</i> dan <i>hot forging</i>	8
Gambar 2.2 Proses <i>hot forging</i>	10
Gambar 2.3 Skema <i>open die forging</i>	11
Gambar 2.4 Skema <i>closed die forging</i>	11
Gambar 2.5 Proses deformasi pada <i>forging</i>	12
Gambar 2.6 Skema area pembentukan <i>flash</i> pada cetakan <i>forging</i>	12
Gambar 2.7 Meshing sebuah domain	14
Gambar 2.8 Diagram alir penggunaan metode elemen hingga dalam kasus penempaan	15
Gambar 2.9 Diagram tegangan-regangan material ulet	17
Gambar 2.10 Langkah-langkah dalam proses <i>hot forging talar body prosthesis</i>	18
Gambar 2.11 Perbandingan hasil fem dengan hasil eksperimen	19
Gambar 2.12 Distribusi tegangan (a) dan suhu (b) pada <i>workpiece</i>	20
Gambar 2.13 Grafik <i>max equivalent stress</i> terhadap perpindahan <i>punch</i>	21
Gambar 3.1 <i>Flowchart</i> penelitian	23
Gambar 3.2 Bagan metode penelitian	24
Gambar 3.3 <i>Flowchart</i> pemodelan	25
Gambar 3.4 Bagian-bagian dimensi pada <i>femoral stem</i>	27
Gambar 3.5 Dimensi <i>femoral stem</i> yang telah di desain tampak depan (a) dan tampak samping (b)	28
Gambar 3.7 Desain <i>die last forging</i>	28
Gambar 3.8 Desain awal benda kerja tampak depan (a) dan tampak samping (b)	29
Gambar 3.9 Pemodelan <i>assembly 3d workpiece</i> dan <i>die last forging</i> tampak depan (a) dan tampak samping (b)	29
Gambar 3.10 <i>Engineering data</i> benda kerja	30
Gambar 3.11 Penentuan jenis kontak	30
Gambar 3.12 Penentuan kecepatan <i>punch</i>	31
Gambar 3.13 Penentuan letak tumpuan	31
Gambar 3.14 Penentuan sumbu perpindahan.....	31
Gambar 3.15 <i>Meshing</i> pada simulasi	32
Gambar 3.16 Grafik uji konvergensi jumlah <i>elements</i> terhadap <i>maximum equivalent von-misses stress</i>	33
Gambar 3.17 Benda kerja setelah <i>forging</i>	33
Gambar 4.1 Variasi diameter benda kerja.....	35
Gambar 4.2 <i>Assembly forging</i> variasi benda kerja.....	35
Gambar 4.3 Perubahan benda kerja saat proses simulasi <i>hot forging stem prosthesis</i>	36
Gambar 4.4 Pemisahan <i>flash</i> dari <i>femoral stem</i>	37
Gambar 4.5 Hasil <i>forging</i> bagian atas <i>femoral stem</i>	37
Gambar 4.6 Hasil <i>forging</i> bagian tengah <i>femoral stem</i>	38
Gambar 4.7 Hasil <i>forging</i> bagian bawah <i>femoral stem</i>	38
Gambar 4.8 Grafik variasi diameter tengah benda kerja terhadap volume <i>flash</i>	39
Gambar 4.9 Pengukuran akurasi geometri	40
Gambar 4.10 Hasil <i>forging</i> sebelum (a) dan setelah (b) dipisahkan dari <i>flash</i>	40
Gambar 4.11 Hasil <i>forging</i> sebelum (a) dan sesudah (b) diratakan.....	40
Gambar 4.12 Pengukuran luas menggunakan fungsi <i>measure</i>	41
Gambar 4.13 Hasil <i>forging</i> bagian atas setelah dipisahkan dari <i>flash</i>	41

Gambar 4.14 Daerah selisih luas pada hasil <i>forging</i> bagian atas variasi diameter tengah 20 mm	42
Gambar 4.15 Hasil <i>forging</i> bagian tengah setelah dipisahkan dari <i>flash</i>	42
Gambar 4.16 Hasil <i>forging</i> bagian bawah setelah dipisahkan dari <i>flash</i>	43
Gambar 4.17 Penggunaan fungsi <i>nodal contact force</i> pada <i>punch</i>	45
Gambar 4.18 Grafik gaya <i>forging</i> terhadap waktu	45
Gambar 4.19 Jarak antar <i>die</i> bawah dan <i>punch</i> pada benda kerja berdiameter tengah 23 mm	46
Gambar 4.20 Grafik gaya yang dibutuhkan terhadap variasi diameter tengah benda kerja ..	47
Gambar 4.21 <i>Joint probe</i> pada <i>upper die</i>	48
Gambar 4.22 Grafik gaya total <i>forging</i> terhadap perpindahan <i>punch</i> pada material Ti6Al4V suhu 300°C	49
Gambar 4.23 Grafik gaya total <i>forging</i> terhadap perpindahan <i>punch</i> pada material Ti6Al4V suhu 995°C	49

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Keuntungan, kelemahan dan aplikasi macam-macam biomaterial	5
Tabel 2.2 Properti mekanik dari paduan titanium	6
Tabel 2.3 Perbandingan paduan titanium alfa, alfa + beta, dan beta	7
Tabel 2.4 Properti dari Beberapa Paduan Titanium	7
Tabel 2.5 Kelebihan dan Kekurangan dari <i>Cold</i> , <i>Warm</i> dan <i>Hot Forging</i>	9
Tabel 3.1 Properti material titanium ti6al4v pada suhu 995°c.....	26
Tabel 3.2 Parameter johnson – cook ti6al4v.....	26
Tabel 3.3 Parameter simulasi	26
Tabel 3.4 Uji konvergensi <i>workpiece last forging</i> dengan ukuran <i>uniform</i> dan variasi ukuran elemen.....	32
Tabel 4.1 Range kecepatan berbagai mesin <i>forging</i>	36
Tabel 4.2 Data volume <i>flash</i> dari hasil <i>forging femoral stem</i>	39
Tabel 4.3 Luas hasil <i>forging</i> dari variasi diameter benda kerja.....	43
Tabel 4.4 Error hasil <i>forging</i> dari variasi diameter benda kerja	43
Tabel 4.5 Hasil pengukuran panjang hasil <i>forging femoral stem</i> , sudut CCD (<i>centrum-collum-diaphysis angles</i>), dan diameter <i>head stem</i>	44
Tabel 4.6 Jarak antar <i>die</i> bawah dan <i>punch</i> setiap variasi diameter	46
Tabel 4.7 Gaya maximum <i>forging</i> setiap variasi diameter benda kerja	46

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Osteoarthritis (OA) merupakan penyakit sendi degeneratif yang diakibatkan oleh kerusakan kartilago sendi. Berdasarkan RISKESDAS, prevalensi OA lutut radiologis di Indonesia sebesar 7.3% pada tahun 2018. Penyakit ini sering muncul pada sendi tangan, panggul, kaki dan tulang belakang meskipun bisa terjadi pada sendi sinovial mana pun [Soeroso et al., 2006]. Prevalensi kerusakan sendi sinovial ini meningkat seiring dengan bertambahnya usia. Pasien OA biasanya merasakan nyeri pada saat melakukan aktivitas atau jika ada pembebanan pada sendi yang berlebihan. Pada derajat yang lebih berat, nyeri dapat dirasakan terus menerus sehingga dapat mengganggu mobilitas pasien [Mandelbaum, 2005]. Salah satu perawatan bedah yang dapat menyembuhkan osteoarthritis yang terjadi pada sendi panggul adalah dengan *total hip arthroplasty*. *Hip arthroplasty* merupakan prosedur pembedahan yang menggantikan sendi panggul dengan *hip prosthesis* (buatan).



Gambar 1.1 *Hip Prosthesis* [Findik F, 2017]

Sejak diperkenalkan pada tahun 1960 oleh John Charnley, *total hip arthroplasty* telah banyak dilakukan di berbagai belahan dunia. Hingga tahun 2006 telah tercatat 35.000 implan sendi panggul telah dipasang di negara bagian England dan Wales [Witnness Seminar, 2006]. Di Indonesia sendiri operasi pemasangan implan sendi panggul juga meningkat dari tahun ke tahun. Hingga saat ini Indonesia masih harus meng-impor *hip prosthesis* guna memenuhi kebutuhan nasional. Kendala lain yang kita ketahui di Indonesia adalah bentuk anatomi tubuh masyarakat Indonesia (Ras Mongoloid) yang berbeda dengan anatomi tubuh ras lainnya sehingga berpengaruh terhadap suplai dan harga implan yang di impor. Oleh karena itu, penelitian ini dilakukan dalam upaya untuk mewujudkan produksi implan yang bertujuan untuk memenuhi kebutuhan di Indonesia.

Pada saat ini, material implan yang umum digunakan adalah biomaterial berbasis logam seperti Ti6Al4V, CoCrMo atau *stainless steel* 316L. Implan titanium khususnya Ti6Al4V digunakan dalam dunia ortopedik dikarenakan memiliki banyak karakteristik yang bermanfaat untuk implan *hip prosthesis* termasuk sifat mekanik yang sangat baik, ketahanan korosi yang tak tertandingi, dan biokompatibilitas yang luar biasa. [Long, 1998]

Penempaan (*forging*) merupakan salah satu metode untuk memproduksi implan terutama implan *femoral stem* pada *hip prosthesis*. *Forging* merupakan proses pengerjaan logam, baik panas atau dingin, dengan menggunakan mesin yang menyebabkan logam mengalir sedemikian rupa menjadi bentuk yang diinginkan, baik dengan tekanan yang diberikan secara perlahan atau dengan pukulan [International Text Book Company, 1906]. Di pilihnya *forging* sebagai metode untuk memproduksi implan *hip prosthesis* dikarenakan tingginya kekuatan hasil produk dan kapabilitas tingkat produksinya yang massal. Pada proses *forging*, biaya produksi dan kualitas dari produk yang dihasilkan dipengaruhi oleh banyak parameter seperti suhu, geometri bahan baku dan desain die seperti radius dan sudut fillet, desain flash, dll. Agar dapat menghasilkan produk yang sesuai dengan dimensi, geometri dan kekuatan yang diinginkan, perlu dilakukan banyak percobaan. Percobaan dapat dilakukan dengan eksperimen maupun simulasi. Dikarenakan tingginya biaya yang dibutuhkan untuk melakukan eksperimen, maka dilakukan simulasi.

Simulasi penempaan implan *femoral stem* dilakukan dengan metode *finite element* seperti yang telah dilakukan oleh Hojjat et al., 2015 yang menganalisis produksi *hip prosthesis* menggunakan perangkat lunak MSC SIMUFACT. Perangkat lunak yang digunakan dalam menganalisis produksi *hip prosthesis* tidak hanya terbatas pada satu pilihan. Hal ini ditunjukkan oleh Ghusti, 2020 yang menggunakan perangkat lunak ANSYS *explicit dynamics* untuk menganalisis proses *forging hip prosthesis* menggunakan material *stainless steel 316L*. Perangkat lunak lain yang dapat digunakan untuk kegiatan *forging* yaitu ANSYS LS-Dyna.

Pada penelitian ini, pembuatan *femoral stem* hasil *hot forging* dilakukan dengan menggunakan material Titanium Ti6Al4V pada perangkat lunak ANSYS LS-Dyna. Model *femoral stem* yang digunakan sesuai dengan ukuran anatomi orang Indonesia atau ras Mongoloid. Setelah membuat model, material *round bar* yang ditebuk pada proses *preforging* dan akan digunakan pada cetakan *last forging*. Simulasi dilakukan dengan variasi dimensi benda kerja. Dari variasi tersebut, hasil *forging* dari simulasi akan di bandingkan dengan desain produk yang diinginkan. Hal ini dilakukan untuk mengetahui hasil *forging* bila sudah sesuai dengan hasil akhir. Hasil dari simulasi *hot forging hip prosthesis* ini diharapkan dapat memberikan informasi untuk menghasilkan *hip prosthesis* tanpa cacat dengan konsumsi bahan dan biaya alat yang rendah.

1.2 Rumusan Masalah

Adapun dalam tugas akhir ini terdapat rumusan masalah yaitu:

1. Bagaimana akurasi geometri hasil dari proses yang dilakukan berdasarkan simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA?
2. Bagaimana dimensi benda kerja untuk *flash* minimum berdasarkan simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA?
3. Bagaimana dimensi benda kerja untuk gaya *forging* minimum berdasarkan simulasi menggunakan *software* ANSYS Workbench LS-DYNA?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah yang digunakan pada tugas akhir ini adalah:

1. Material bersifat homogen dan isotrop
2. Dimensi *femoral stem* yang akan dibentuk disesuaikan dengan profil dimensi ras mongoloid (Indonesia)

3. Kecepatan die sebelum menyentuh *workpiece* dianggap konstan untuk mempercepat simulasi.
4. Analisis tidak memasukkan pengaruh dari perpindahan panas
5. Analisis hanya melingkup tahapan *last forging*
6. Kedua die dianggap berbentuk *rigid*
7. Distribusi temperatur merata pada benda kerja.

1.4 Tujuan Penelitian

Dengan mengacu pada perumusan masalah di atas, maka tujuan dari tugas akhir ini adalah:

1. Mendapatkan akurasi geometri produk yang dihasilkan dari proses *hot forging*.
2. Mendapatkan dimensi benda kerja untuk *flash* minimum.
3. Mendapatkan dimensi benda kerja untuk gaya forging minimum.

1.5 Manfaat Penelitian

Adapun manfaat dari tugas akhir ini adalah:

1. Sebagai bahan referensi tentang analisa *forging* pada material implan *femoral stem* sesuai ukuran anatomi orang Indonesia (ras mongoloid).
2. Sebagai media penelitian dan pengembangan ilmu pengetahuan khususnya pada bidang Kesehatan khususnya material implan tulang.
3. Meningkatkan kemampuan mahasiswa dalam penggunaan *software*.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Biomaterial pada Implan Tulang

Dalam ilmu material, biomaterial didefinisikan sebagai "zat yang direkayasa untuk mengambil bentuk suatu bagian dari sistem yang kompleks, digunakan untuk mengarahkan, dan mengontrol interaksi dengan komponen sistem kehidupan, jalannya prosedur terapeutik atau diagnostik apa pun". Dengan kata lain, biomaterial adalah setiap bahan biokompatibel, alami atau buatan manusia, yang digunakan untuk menggantikan atau membantu bagian dari suatu organ atau jaringan dari makhluk hidup [Chen et al., 2015].

Dikarenakan biomaterial dirancang untuk digunakan dalam kontak langsung dengan jaringan hidup dalam manusia, penting agar material atau bahan yang digunakan tidak menimbulkan efek berbahaya. Williams menyarankan bahwa biokompatibilitas material yang akan digunakan memiliki kemampuan untuk berinteraksi dengan sel dan jaringan tubuh manusia. [Williams, 1998]. Persyaratan untuk biokompatibilitas ini rumit dan ketat serta bervariasi dengan aplikasi medis tertentu. Salah satu scenario penolakan implan dapat disebabkan karena pelepasan ion logam yang beracun yang berujung pada kegagalan dalam penggunaan material implan. Oleh karena itu, implan logam diharapkan memiliki unsur-unsur yang tidak beracun agar tidak menimbulkan reaksi inflamasi atau alergi dalam tubuh manusia.

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

Tabel 2.1 Keuntungan, Kelemahan dan Aplikasi macam-macam Biomaterial
[Hernando P, 2020]

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

2.2 Titanium dan Paduan Titanium

Titanium dan paduannya banyak digunakan di berbagai aplikasi teknik karena kombinasi kekuatannya yang relatif tinggi, densitas rendah, dan ketahanan korosi yang luar

biasa. Kekuatan Yield untuk beberapa titanium komersial berada dalam kisaran 480 Mpa dan untuk paduan struktural memiliki nilai berkisar hingga 1100 MPa. Di bandingkan dengan logam paduan seperti alumunium dan magnesium, Titanium dan paduannya memiliki keunggulan kekuatan statis dan kekuatan kelelahan yang jauh lebih baik.

Bergantung pada kandungan campurannya, titanium dan paduannya dapat digunakan pada suhu yang cukup tinggi seperti terlihat pada tabel 2.2. Beberapa paduan titanium alfa, terutama yang mempunyai kadar interstisial rendah, juga dapat digunakan dalam aplikasi kriogenik karena tidak menunjukkan transisi ulet ke rapuh. [Ahmed et al., 2014].

Tabel 2.2 Properti Mekanik dari Paduan Titanium [Ahmed et al., 2014]

Alloy	Chemical Composition [wt. %]	Tβ [oc]	Hardness [HV]	E {GPa}	YS [MPa]	TS [MPa]	%El	KIc [MPa m ^{1/2}]
α Titanium Alloys								
high purity Ti	99.98 Ti	882	100	100-145	140	235	50	
Grade 1	(cp Ti: 0.2Fe, 0.180)	890	120		170-310	<240	24	
Grade 4	(cp Ti: 0.5Fe, 0.400)	950	260	100-120	480-655	<550	15	
Grade 6	(Ti-5Al-2.5 Sn)	1040	300	109	827	861	15	70
Near-α Titanium Alloys								
Ti-6-2-4-2-S	Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.1Si	995	340	114	990	1010	13	70
TIMETAL 1100	Ti-6Al-2.7Sn-4Zr-0.4Mo-0.4Si	1010		112	900-950	1010-1050	10-16	60-75
TIMTETAL 685	Ti-6Al-5Zr-0.5Mo-0.25Si	1020		120	850-910	990-120	6-11	68
TIMETAL 834	Ti-5.8Al-4Sn-3.5Zr-0.5Mo-0.7Nb-0.35Si-0.06C	1045	350	120	910	1030	6-12	45
α + β Titanium Alloys								
(Grade 5) [Ti-6-4]	Ti-6Al-4V	995	300-400	110-140	800-1100	900-1200	13-16	33-110
Ti-6-6-2	Ti-6Al-6V-2Sn	945	300-400	110-117	950-1050	1000-1100	10-19	30-70
Ti-6-2-2-2-2	Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0.25Si			110-120	1000-1200	1100-1300	8-15	65-110
Ti-6-2-4-6	Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo	940	330-400	114	1000-1100	1100-1200	13-16	30-60
Ti-17	Ti-5Al-2Sn-2Zr-4Mo-4Cr	890	400	112	1050	1100-1250	8-15	30-80
Metastable β Titanium Alloys								
SP 700	Ti-4.5Al-3V-2Mo-2Fe	900	300-500	110	900	960	8-20	60-90
Beta III	Ti-11.5Mo-6Zr-4.5Sn	760	250-450	83-103	800-1200	900-1300	8-20	50-100
(Grade 19) Beta C	Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr	795	300-450	86-115	800-1200	900-1300	6-16	50-90
Ti-10-2-3	Ti-10V-2Fe-3Al	800	300-470	110	1000-1200	1000-1400	6-16	30-100
Ti-15-3	Ti-15V-3Cr-3Al-3Sn	760	300-450	80-100	800-1000	800-1100	10-20	40-100

Dibandingkan dengan baja tahan karat dan paduan kobalt, paduan titanium telah terbukti lebih unggul dalam hal biokompatibilitas karena ketahanan korosi yang sangat baik. Sebagaimana ditentukan oleh uji mutasi in vitro, menunjukkan bahwa paduan titanium aman digunakan pada manusia dan hewan [Chen et al., 2015].

Dikarenakan beberapa karakteristik tersebut, logam paduan titanium juga memiliki lebih banyak aplikasi dibandingkan dengan titanium murni. Dari jenis logam titanium, terdapat enam kelas titanium murni (kelas 1, 2, 3, 4, 7 dan 11) dan 4 jenis paduan titanium. Paduan titanium biasanya mengandung logam aluminium, molibdenum, vanadium, niobium, tantalum, zirkonium, mangan, besi, kromium, kobalt, nikel, dan tembaga. Empat tingkatan, atau varietas paduan titanium adalah Ti 6AL-4V, Ti 6AL ELI, Ti 3Al 2.5 dan Ti 5Al-2.5Sn. Dengan tetap mempertahankan kekakuan dan sifat termal yang serupa dengan titanium murni, paduan titanium dapat memiliki sifat yang lebih kuat di bandingkan dengan titanium murni komersil. Titanium kelas 5 yang merupakan paduan titanium memiliki karakteristik yang sebanding dengan tulang manusia, menjadikannya bahan pilihan untuk peralatan medis ortopedi [Nicholson, 2020].

2.2.1 Paduan Titanium Ti-6Al-4V

Di antara paduan alfa + beta, Ti-6Al-4V sejauh ini merupakan paduan titanium paling populer. Lebih dari 50% dari semua paduan yang digunakan saat ini adalah paduan Ti-6Al-4V. Paduan ini dikembangkan pada awal 1950-an di Amerika Serikat di Institut Teknologi Illinois dan karena itu merupakan salah satu paduan titanium pertama yang dibuat. Ada dua alasan keberhasilan Ti-6Al-4V. Pertama, keseimbangan yang baik dari propertinya, seperti yang dapat dilihat dari tabel 2.3 dan 2.4. Alasan kedua adalah, Ti-6Al-4V merupakan paduan titanium yang paling intensif dikembangkan dan diuji, terutama di industri kedirgantaraan yang merupakan pengguna terbesar dari paduan titanium tersebut [Leyens, 2003]. Tidak hanya dalam industri dirgantara, paduan titanium grade 5 (Ti-6Al-4V), juga banyak digunakan dalam implan medis. Paduan ini paling sering digunakan dalam keadaan *annealed*. Hal ini dikarenakan Ti-6Al-4V memiliki kekuatan geser dan ketahanan aus yang rendah saat digunakan untuk prostesis ortopedi.

Tabel 2.3 Perbandingan paduan titanium alfa, alfa + beta, dan beta [Leyens, 2003]

	α	$\alpha+\beta$	β
Density	+	+	-
Strength	-	+	++
Ductility	-/+	+	+/-
Fracture toughness	+	-/+	+/-
Creep strength	+	+/-	-
Corrosion behavior	++	+	+/-
Oxidation behavior	++	+/-	-
Weldability	+	+/-	-
Cold formability	--	-	-/+

Tabel 2.4 Properti dari beberapa paduan titanium [Leyens, 2003]

Tab. 1.5 Mechanical properties of selected titanium alloys.

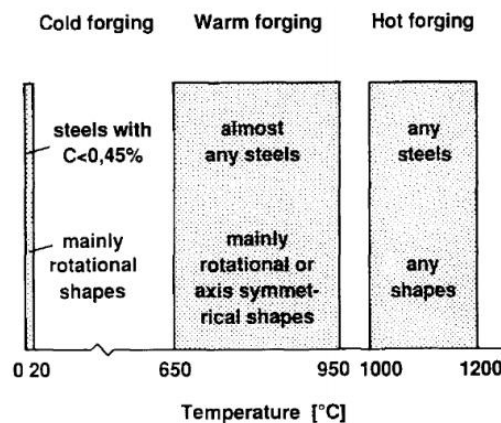
Alloy	Chemical Composition [wt. %]	T_{β} [°C]	Developer	Year	Hardness [HV]	E [GPa]	YS [MPa]	TS [MPa]	%El	K_{Ic} [MPa m ^{1/2}]
<i>a</i> Titanium Alloys										
high purity Ti	99.98 Ti	882			100	100-145	140	235	50	
Grade 1	(cp-Ti: 0.2Fe, 0.18O)	890	miscellaneous		120		170-310	>240	24	
Grade 4	(cp-Ti: 0.5Fe-0.40O)	950	miscellaneous		260	100-120	480-655	>550	15	
Grade 6	(Ti-5Al-2.5Sn)	1040	miscellaneous	1953	300	109	827	861	15	70
<i>Near-α</i> Titanium Alloys										
Ti-6-2-4-2-S	Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.1Si	995	RMI, USA	1970	340	114	990	1010	13	70
TIMETAL 1100	Ti-6Al-2.7Sn-4Zr-0.4Mo-0.4Si	1010	Timet, USA	1988		112	900-950	1010-1050	10-16	60-75
TIMTETAL 685	Ti-6Al-5Zr-0.5Mo-0.25Si	1020	IMI, UK	1969		120	850-910	990-1020	6-11	68
TIMETAL 834	Ti-5.8Al-4Sn-3.5Zr-0.5Mo-0.7Nb-0.35Si-0.06C	1045	IMI, UK	1984	350	120	910	1030	6-12	45
<i>$\alpha+\beta$</i> Titanium Alloys										
Ti-6-4	Ti-6Al-4V	995	miscellaneous	1954	300-400	110-140	800-1100	900-1200	13-16	33-110
Ti-6-6-2	Ti-6Al-6V-2Sn	945	miscellaneous		300-400	110-117	950-1050	1000-1100	10-19	30-70
Ti-6-2-2-2-2	Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr-0.25Si					110-120	1000-1200	1100-1300	8-15	65-110
Ti-6-2-4-6	Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo	940	Pratt & Whitney, USA		330-400	114	1000-1100	1100-1200	13-16	30-60
Ti-17	Ti-5Al-2Sn-2Zr-4Mo-4Cr	890	GE, USA	1968	400	112	1050	1100-1250	8-15	30-80

2.3 Forging

Dalam proses *forging* atau penempaan, barang awal seperti billet logam dideformasi secara plastis di antara dua pahat atau cetakan untuk mendapatkan konfigurasi akhir yang diinginkan. Dengan demikian, bagian geometri yang awalnya sederhana ditransformasikan menjadi bagian yang kompleks, di mana pahat "menyimpan" geometri yang diinginkan dan

memberikan tekanan pada material yang mengalami deformasi melalui permukaan cetakan [Altan, 2005].

Dengan berbagai macam paduan dan ukuran yang dapat dihasilkan, di kombinasikan dengan sifat mekanik dan fisik yang baik, *forging* banyak dipilih menjadi salah satu metode produksi yang digunakan untuk menghasilkan berbagai macam produk. Aplikasi yang paling umum adalah otomotif, dirgantara, konstruksi, peralatan pertambangan, perlengkapan pipa, katup, pompa, dan kompresor. Berdasarkan temperatur yang di alami oleh benda kerja, pada umumnya, proses *forging* di kelompokkan menjadi 3 kategori, yaitu *cold*, *warm* dan *hot forging*. Gambar 2.1 menunjukkan temperatur yang umum digunakan pada *cold*, *warm*, dan *hot forging* dan kemampuan dari setiap metode.



Gambar 2.1 Perbandingan temperatur, bentuk dan material yang dapat di proses pada *cold*, *warm* dan *hot forging* [Rajagopal, 2014].

Diantara ketiga kategori, *cold forging* merupakan metode yang paling membutuhkan sedikit permesinan dan waktu pengerjaan yang tidak lama. Proses *cold forging* memungkinkan produksi komponen dengan kualitas yang sangat baik dalam hal akurasi dimensi dan integritas struktural. Bagian bentuk kompleks seperti laba-laba kemudi telah diproduksi oleh proses penempaan dingin dengan desain proses yang tepat dan validasi proses menggunakan simulasi elemen hingga (FE). Akan tetapi, proses tersebut membutuhkan kekuatan kerja yang lebih tinggi untuk mengubah bentuk billet melalui cetakan dan karenanya menyebabkan stres yang lebih tinggi. [Petkar et al., 2020]. Dibandingkan dengan *cold forging*, *warm forging* dan *hot forging* memiliki kelebihan berupa berkurangnya beban mesin, beban tekan dan peningkatan keuletan baja yang dihasilkan. Hal ini dapat terjadi dikarenakan suhu material benda kerja dan cetakan pada *warm* dan *hot forging* memudahkan benda kerja untuk terdeformasi. Di sisi lain, temperatur yang digunakan untuk *warm forging* lebih rendah daripada *hot forging*, sehingga menghemat biaya energi yang diperlukan untuk memanaskan benda kerja. Akan tetapi, bila dibandingkan dengan *hot forging*, *tool* yang digunakan pada *warm forging* mempunyai biaya yang lebih tinggi dikarenakan keperluan sifatnya yang harus dapat menahan temperatur sekaligus tekanan yang tinggi dari proses pembentukan benda kerja.

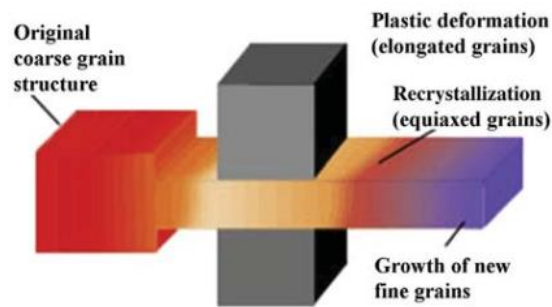
Tak satu pun dari ketiga metode umumnya lebih unggul dari yang lain tetapi tergantung pada persyaratan mengenai geometri bagian, bahan, kuantitas produksi dan akurasi, teknologi yang paling cocok dapat dipilih sebagaimana yang tertera pada tabel 2.5.

Tabel 2.5 Kelebihan dan Kekurangan dari *Cold*, *Warm* dan *Hot Forging* [Rajagopal, 2014]

COLD	WARM	HOT
<u>Advantages</u>	<u>Advantages</u>	<u>Advantages</u>
Precision Process (Tight Tolerances)	Combines Advantages of cold & hot forging	Can forge complex shapes
Improved part strength	Better formability	Good formability
Better surface finish	Lower forming pressures	Lowest forming pressures
Material conservation	Higher deformation ratio	Can forge parts of higher weight & volume
	No annealing required	
<u>Disadvantages</u>	<u>Disadvantages</u>	<u>Disadvantages</u>
High forming pressures	High tooling costs	Formation of scale
Several pre-forming steps needed	Tooling must withstand forming pressures as well as high temperatures	Decreased accuracy (Larger tolerances)
Annealing steps may be required during process		
Low formability		

2.3.1 Hot Forging

Hot forging atau penempaan panas dapat didefinisikan sebagai proses pembentukan logam di mana bagian logam yang ditempa, dikenal sebagai billet atau benda kerja, dikerjakan ke bentuk yang telah ditentukan dengan satu atau lebih proses seperti memalu, membunchah, menekan, dan sebagainya di mana benda kerja berada. dipanaskan sampai sekitar 75% dari suhu lelehnya [Zhan, 2014]. Proses *forging* dimulai dengan benda kerja yang dipanaskan sampai suhu deformasi plastisnya, kemudian ditempa di antara cetakan dengan bentuk dan ukuran yang diinginkan. Selama proses penempaan ini, struktur butiran kasar dari benda kerja dipecah dan dibentuk menjadi butiran yang lebih halus melalui pengurangan ukuran material. Biasanya, benda kerja juga diberi perlakuan panas setelah di perlakukan *hot forging*. Gambar 2.2 menunjukkan secara skematis proses *hot forging*.

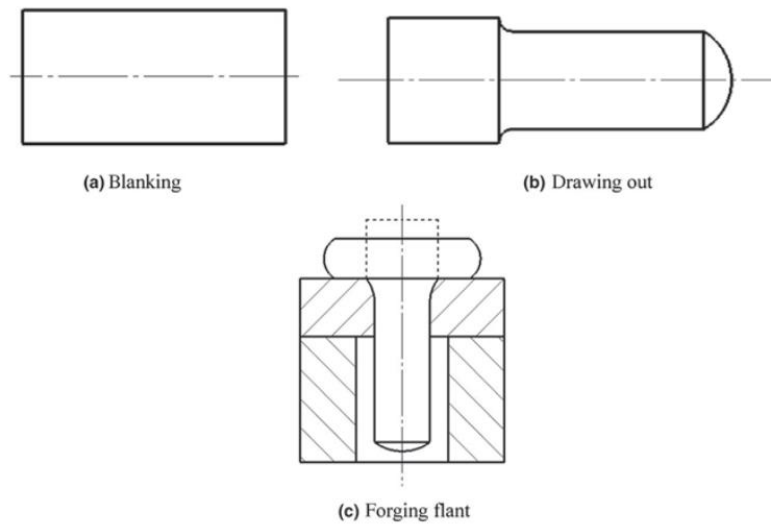


Gambar 2.2 Proses *Hot Forging* [Liitjering, 2007]

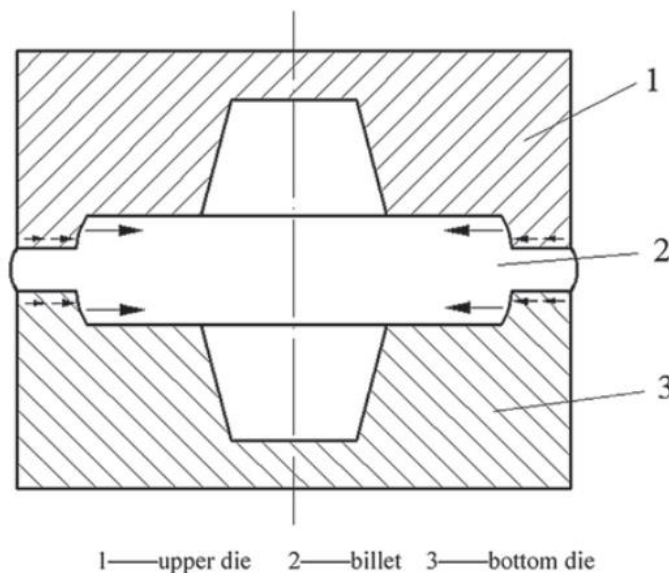
Hot forging menghasilkan logam yang lebih kuat dari hasil produk *casting* atau permesinan konvensional. Dengan demikian, teknologi *hot forging* memiliki tempat khusus dalam memproduksi bagian-bagian dengan sifat mekanik yang unggul dengan limbah material yang minimal [Yang, 2004]. Selain itu, ketika suhu benda kerja sebelum penempaan mendekati suhu leleh, tegangan aliran dan energi yang dibutuhkan untuk membentuk material berkurang, laju regangan dan laju produksi pun dapat ditingkatkan. Dikarenakan hal-hal tersebut, banyak logam keras seperti besi dan paduannya yang mempunyai sifat dari pengerasan *coldworking* atau diperkuat dengan perlakuan panas di tempa menggunakan metode *hot forging*. Paduan yang cocok untuk pengerasan presipitasi, seperti kebanyakan paduan titanium, juga dapat ditempa panas dan kemudian dikeraskan. Sampai sekarang, *hot forging* masih dikembangkan untuk menghasilkan berbagai macam bagian di sebagian besar logam dan dalam ukuran dimensi mulai dari beberapa milimeter hingga 3 m atau lebih dalam beberapa kasus.

2.3.2 *Open-die* dan *Closed-die forging*

Tidak hanya dari suhu, *forging* juga dapat diklasifikasikan dari bentuk pahat atau cetakan yang digunakan. Klasifikasi tersebut di bagi menjadi dua, yaitu *closed-die forging* dan *open-die forging*. *Open-die forging*, juga disebut sebagai smith forging, blacksmith forging, hand forging, dan flat-die forging, umumnya dilakukan tanpa perkakas khusus atau hanya dengan perkakas sederhana [Li, 1994]. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.3, *open die forging* merupakan proses pembentukan panas di mana benda kerja dibentuk dengan cara dipalu atau ditekan di antara cetakan berkontur datar atau sederhana. Bentuk dan dimensi yang diperoleh dari *open-die forging* biasanya bergantung pada keterampilan operator dan jenis peralatan yang dipakai. Namun, dengan penambahan kontrol komputer ke peralatan, tempa yang lebih kompleks diproduksi dan kontrol dimensi yang lebih baik dipertahankan. Kebanyakan hasil dari *open-die forging* terbuka memiliki bentuk geometris sederhana seperti piringan, cincin, atau poros [Debin, 2014]. Proses penempaan cetakan terbuka digunakan ketika hanya beberapa bagian yang dibutuhkan atau ketika bagian tersebut terlalu besar untuk diproduksi dalam cetakan tertutup. Proses *open-die* juga digunakan untuk mendapatkan sifat mekanik pada benda kerja yang tidak dapat diperoleh dengan pemessinan. Umumnya, sebagian besar penempaan dimulai dengan proses cetakan terbuka sebelum operasi penempaan akhir.

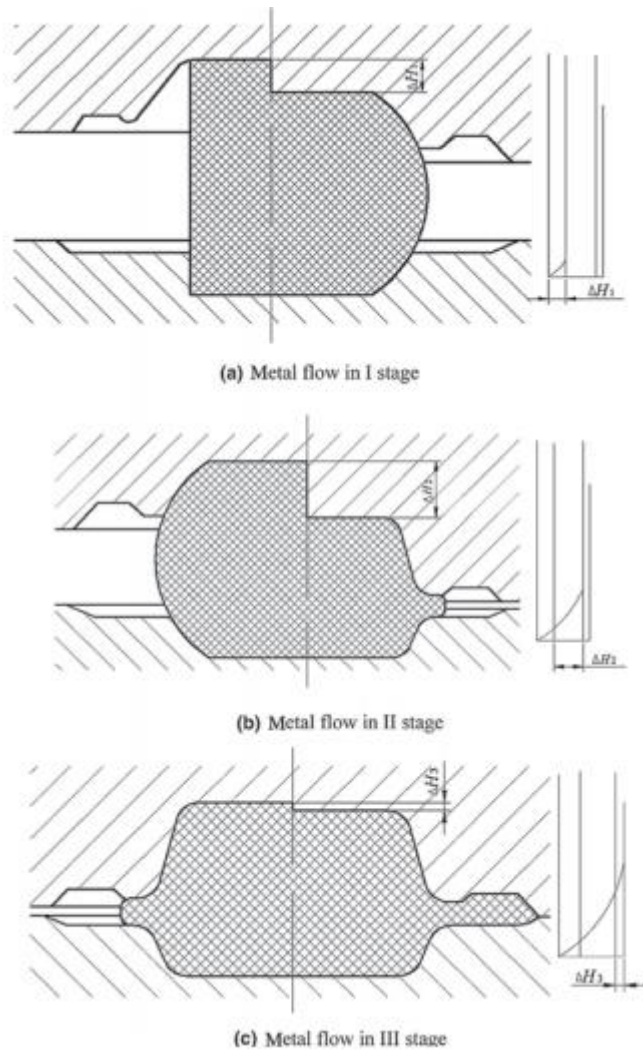


Gambar 2.3 Skema *Open Die Forging* [Debin, 2014]

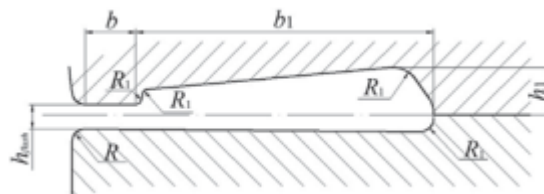


Gambar 2.4 Skema *Closed Die Forging* [Debin, 2014]

Untuk *closed die forging*, proses deformasi dan aliran logam ditunjukkan pada Gambar 2.4 Gambar 2.5 menunjukkan bahwa proses deformasi *forging* dapat dibagi menjadi tiga tahap, Tahap I berawal dari pencetakan hingga saat bersentuhan bersentuhan dengan dinding cetakan, sedangkan tahap II berawal dari akhir tahap I hingga saat benda kerja mengisi rongga cetakan. Setelah rongga cetakan diisi dengan benda kerja, kelebihan benda kerja keluar melalui rongga *flash*, ini adalah tahap ketiga. Faktor utama yang mempengaruhi pembentukan benda kerja pada *closed die forging* adalah ukuran dan bentuk rongga die dan slot flash. Slot flash umum yang ditunjukkan pada gambar 2.5 terdiri dari penutup dan area penyimpanan. Peran utama penutup adalah untuk mencegah material benda kerja mengalir keluar sehingga memaksa benda kerja untuk mengisi rongga cetakan. Lebih lagi, ketebalan *flash* ditipiskan untuk reseksi. Peran area penyimpanan pada die digunakan untuk menampung kelebihan material benda kerja untuk menghindari benda kerja mengalir ke permukaan perpisahan antara cetakan, yang akan mempengaruhi gigitan cetakan atas dan bawah. Tujuan terpenting dari desain *slot flash* adalah untuk menentukan tinggi dan tebal *flash*.



Gambar 2.5 Proses deformasi pada *forging* [Debin, 2014]



Gambar 2.6 Skema area pembentukan *flash* pada cetakan *forging* [Debin, 2014]

2.4 Parameter *Forging*

Bila di telaah secara sistem, pada proses *forging*, terdapat beberapa variabel input seperti bentuk awal benda kerja, geometri cetakan, sifat material benda kerja dan cetakan, kondisi antarmuka cetakan dan benda kerja, mekanika deformasi plastis dari material yang digunakan, temperatur, dan akhirnya lingkungan tempat proses penempaan dilakukan. Pada proses *forging*, untuk mendapatkan bentuk dan sifat yang diinginkan dari produk yang dihasilkan, diperlukan pemahaman dan kontrol dari aliran logam. Arah aliran logam, besarnya deformasi, dan suhu sangat mempengaruhi sifat-sifat komponen yang terbentuk dari *forging*. Aliran logam menentukan baik sifat mekanik yang terkait dengan deformasi lokal dan pembentukan cacat seperti retakan dan lipatan yang terbentuk di atas maupun di bawah permukaan [Altan, 2005].

Dengan menggunakan analisis elemen hingga, dapat dilakukan analisis pengaruh berbagai macam parameter seperti waktu kontak, perpindahan panas, dan pengaruh kecepatan tekan dalam pembentukan logam untuk memahami arah aliran logam. Sebelum memulai simulasi, perlu diketahui terlebih dahulu nilai parameter seperti koefisien konveksi termal, emisivitas, dan koefisien perpindahan panas permukaan die agar hasil simulasi akurat.

Dalam pembentukan material logam, proses perpindahan panas bergantung kepada parameter:

- a. Suhu benda kerja (material) awal
- b. Suhu die awal
- c. menghasilkan energi panas inelastik
- d. menghasilkan energi panas karena gesekan pada benda kerja atau permukaan die
- e. kontak konduktansi
- f. koefisien konveksi termal

Dalam proses pembentukan logam, suhu sesaat rata-rata dalam deformasi benda kerja, T , dapat dihitung dengan,

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

dimana,

T_w = suhu awal benda kerja,

T_d = kenaikan suhu karena deformasi inelastik,

T_f = kenaikan suhu karena gesekan,

T_t = penurunan suhu karena konduktansi kontak,

T_r = penurunan suhu akibat radiasi termal,

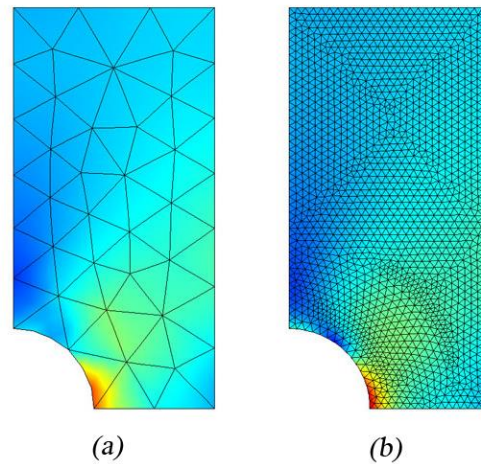
T_c = penurunan suhu karena konveksi [Altan, 2005]

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

Finite element method atau metode elemen hingga merupakan prosedur numerik untuk memecahkan masalah mekanika kontinum dengan ketelitian yang dapat diterima oleh rekayasawan. *Finite element method* dapat digunakan untuk memecahkan berbagai macam masalah, salah satunya seperti analisis kegagalan. Konsep dasar *finite element analysis* adalah mendiskretisasi atau membagi suatu struktur menjadi bagianbagian yang lebih kecil yang jumlahnya berhingga, kemudian melakukan analisis gabungan terhadap elemen-elemen kecil tersebut. Nilai pendekatan numerik diperoleh melalui bantuan komputer, sehingga *finite element analysis* bersifat *computer oriented* [Mishra et al., 2009]. Pada Analisa kegagalan, daerah yang dianalisis dapat mempunyai bentuk, beban, dan kondisi batas yang sembarang. Jaring-jaringnya dapat terdiri atas elemen yang berbeda jenis, bentuk, dan besaran fisik. Keunggulan dari metode elemen hingga adalah adanya sifat fisik yang cukup dekat antara elemen yang di hasilkan dengan struktur aktualnya [Cook et al., 1981]

Pada metode elemen hingga, pendekatan dasar dilakukan dengan melakukan diskritisasi. Diskritisasi merupakan proses pembagian struktur dari model menjadi bagian-bagian kecil yang terbatas dan terdefinisikan. Hasil dari rangkaian elemen-elemen tersebut dikenal dengan istilah *meshing*. Pada umumnya, elemen-elemen yang digunakan dalam *meshing* adalah bentuk garis lurus, sehingga sangat tidak mungkin untuk memenuhi seluruh domain fisis di dalam *mesh* elemen jika domain memiliki batasan-batasan yang melengkung seperti pada gambar 2.6 dimana sebuah domain dengan batas berbentuk melengkung dilakukan *meshing* menggunakan elemen segitiga. *Meshing* yang lebih halus untuk domain yang sama ditunjukkan dengan elemen yang bentuknya sama namun lebih kecil dan lebih banyak. Semakin halus proses *meshing* atau semakin banyak jumlah bentuk elemen, akurasi pendekatan semakin

baik. Apabila hasil fungsi interpolasi sudah memenuhi permintaan matematis yang pasti, sebuah solusi elemen hingga terhadap kasus tersebut sudah dikatakan konvergen (mendekati) terhadap solusi eksak kasus tersebut.



Gambar 2.7 Meshing Sebuah Domain [Comsol, 2016]

Finite element analysis atau analisis elemen hingga melibatkan tiga tahap kegiatan yaitu *pre-processing*, *processing*, dan *postprocessing*. *Pre-processing* melibatkan persiapan data, seperti koordinat nodal, hubungan antar nodal, kondisi batas, beban, dan informasi dari material. Tahap *processing* melibatkan generasi kekakuan, modifikasi kekakuan, dan penyelesaian persamaan, yang menghasilkan evaluasi variabel nodal. Besaran turunan lainnya, seperti gradien atau tegangan, juga dapat dievaluasi pada tahap *processing*. Pada tahap *processing*, data disiapkan dalam file input yang diformat. Tahap *postprocessing* berkaitan dengan presentasi hasil. Biasanya, konfigurasi deformasi, bentuk mode, suhu, dan distribusi tegangan dihitung dan ditampilkan pada tahap ini. Hasil dari analisis elemen hingga yang lengkap adalah interaksi logis dari tiga tahap tersebut. [Tirupathi, 2011].

2.5.1 Verifikasi dan Validasi *Finite Element Method*

Dalam simulasi menggunakan metode elemen hingga, diketahui bahwa dapat terjadi ketidaksempurnaan dalam tahap permodelan dikarenakan sifatnya yang diskrit. Maka dari itu perlu dilakukan verifikasi sebagai langkah untuk membuktikan apakah simulasi dapat menghasilkan hasil analisis yang valid. Menurut Law dan Kelton (1991), suatu model dapat dikatakan valid ketika model simulasi yang dibuat tidak memiliki perbedaan yang sangat signifikan dengan kondisi nyata atau eksperimen. Oleh karena itu, verifikasi dapat diartikan sebagai proses penerjemahan model simulasi konseptual kedalam Bahasa pemrograman secara jelas, sedangkan validasi merupakan proses penentuan apakah model konseptual simulasi benar-benar merupakan representasi akurat dari sistem nyata yang dimodelkan.

Verifikasi simulasi dapat dilakukan dengan membandingkan hasil simulasi dengan hasil lainnya yang memiliki permasalahan dan sistem metode elemen hingga yang serupa. sedangkan validasi dapat dilakukan dengan membandingkan dan memeriksa model apakah terwakili dengan kondisi nyata atau eksperimen. [Logan, 2012]

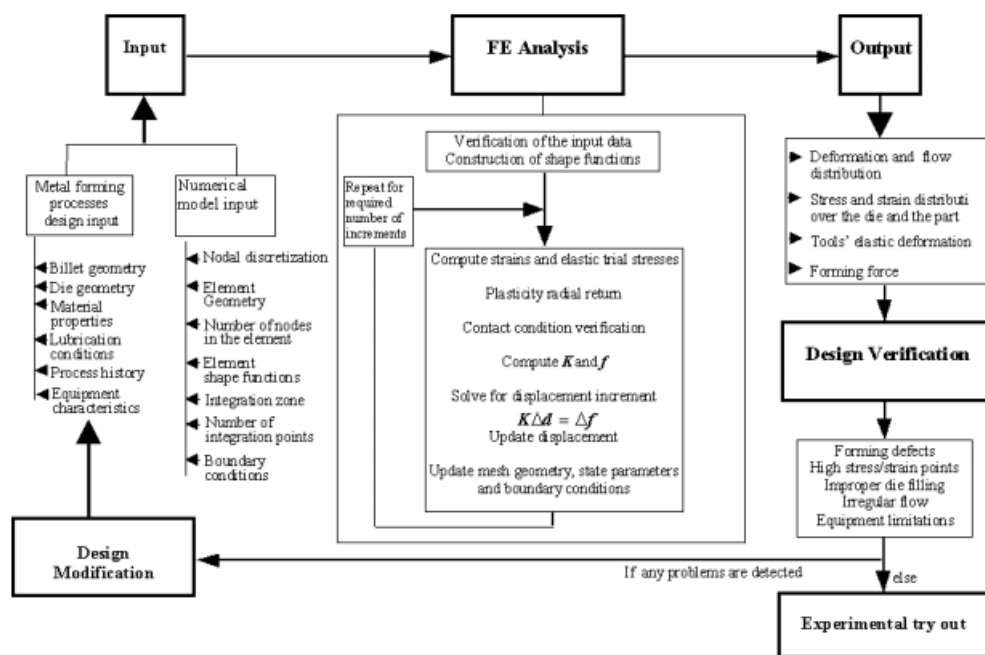
2.5.2 Aplikasi *Finite Element Method* pada *Forging*

Langkah-langkah desain prosthesis pinggul bergantung pada proses pembuatan dan bahan implan. Khususnya, untuk produksi implan berbasis paduan Ti dengan deformasi plastis,

penentuan perilaku material selama deformasi dan pengaruhnya pada cetakan diperlukan. Karena biaya produksi dan materialnya yang tinggi, mengidentifikasi potensi masalah di masa depan sebelum membuat cetakan sangat penting. Hal penting lainnya yang harus diperhatikan dalam mendesain die adalah waktu produksi. Penerapan FEM sebelum manufaktur dapat mengurangi waktu pemrosesan dan biaya. Ozkor (2011) menunjukkan bahwa penggunaan FEM dapat menurunkan biaya desain sebesar 50%, material sisa 15% dan kehilangan material 10-30%.

Karena metode *repeat-fail* yang biasanya digunakan dalam perancangan die, pemilihan peralatan dan pemilihan kondisi proses *hot forging* dianggap sebagai salah satu proses yang paling mahal dan memakan waktu. Dalam beberapa proses, untuk kontrol material, dimensi dan inspeksi struktural utama dari bagian yang akan ditempa bisa memakan waktu lama. [Caporalli et al.,1998] Oleh karena itu, sebelum memulai produksi, untuk mendeteksi masalah yang mungkin terjadi, simulasi desain dan proses manufaktur dengan simulasi komputer dilakukan untuk menghemat waktu dan biaya.

Faktor penting dalam penempaan adalah suhu, koefisien gesekan dan beban. Jika faktor-faktor efektif ini ditentukan dengan benar untuk penempaan paduan Ti, sebagian besar kesulitan dalam pembuatan hip prosthesis menggunakan forging dapat dihilangkan. Gambar 2.7 menunjukkan bagaimana analisis elemen hingga (MEH) dapat digunakan dalam desain pembuatan logam. Metode ini dapat memberikan informasi terperinci untuk membentuk desainer seperti membentuk kekuatan, prediksi cacat, pola aliran, dan konsentrasi tegangan pada cetakan (*die*).



Gambar 2.8 Diagram Alir Penggunaan Metode Elemen Hingga dalam Kasus Penempaan [Roque, 2000]

2.6 Teori Plastisitas Bahan

Teori plastisitas merupakan cabang mekanika yang berhubungan dengan perhitungan tegangan dan regangan dalam benda yang terbuat dari bahan ulet dan berubah bentuk secara permanen oleh serangkaian beban. Teori ini didasarkan pada pengamatan eksperimental

tertentu pada perilaku makroskopik logam dalam keadaan seragam yang mengalami tegangan gabungan. Hasil yang diamati kemudian diidealkan ke dalam formulasi matematis untuk menggambarkan perilaku logam di bawah tekanan kompleks. Tidak seperti padatan elastis, di mana keadaan regangan hanya bergantung pada keadaan akhir tegangan, deformasi yang terjadi pada padatan plastis ditentukan oleh riwayat lengkap pembebanan. Masalah plastisitas, oleh karena itu, pada dasarnya bersifat inkremental, distorsi akhir padatan diperoleh sebagai jumlah total dari distorsi inkremental mengikuti jalur regangan [Hama, 2018].

Ada beberapa sifat material yang perlu diperhatikan dalam proses pembentukan logam salah satunya adalah kemampuan material untuk menahan gaya atau tegangan luar. Dengan pembebanan, material dapat mengalami perubahan ukuran dan bentuk (deformasi) yang terjadi dikarenakan adanya gaya tarik dan tekan berwujud dalam penarikan, penekanan, pemotongan, penempaan, pengerolan, dan pembengkokan. Peningkatan beban yang melewati nilai kekuatan luluh (*yield strength*) yang dimiliki material akan mengakibatkan aliran deformasi material dimana tidak akan kembali ke bentuk semula atau mengalami deformasi permanen dinamakan plastisitas bahan. Langkah pertama dari analisis aliran plastis adalah menentukan kriteria luluh (*yield criteria*). Peningkatan pembebanan yang melebihi kekuatan luluh (*yield Strength*) yang dimiliki pelat mengakibatkan aliran deformasi permanen disebut plastisitas. [Mondelson, 1983].

a. Tegangan

Tegangan merupakan besaran intensitas gaya (F) atau reaksi dalam yang timbul per satuan luas (A). Apabila terjadi tegangan secara merata pada luasan (A) dan tegangan (σ) bernilai konstan, maka persamaan yang digunakan adalah [Singer, 1995]

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

Tegangan geser merupakan tegangan yang bekerja sejajar dengan permukaan bidang atau biasa disebut shear stress. Nilai tegangan geser adalah:

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

Tegangan normal dianggap positif jika menimbulkan suatu tarikan (*tensile*) dan dianggap negatif jika menimbulkan penekanan (*compression*).

b. Regangan

Regangan adalah istilah yang menggambarkan bagaimana suatu bahan bereaksi terhadap stres. Di bawah gaya yang diterapkan, regangan menggambarkan deformasi dalam bentuk dan ukuran bahan elastis atau plastik. Deformasi merupakan perubahan bentuk dan dimensi suatu benda dikarenakan gaya mekanik. Ketika suatu material kembali ke ukuran dan bentuk aslinya setelah penghilangan tegangan, deformasi disebut elastis, sedangkan, jika perubahan permanen setelah penghilangan tegangan, deformasi disebut plastis.

Satuan deformasi atau regangan (ϵ) bisa di dapatkan dengan membagi selisih panjang awal dan akhir dari material (l-l₀) dengan panjang material mula-mula (l₀). Hal ini dapat dinyatakan dalam persamaan [Singer, 1995]

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

Bila regangan digabungkan dengan perubahan waktu, maka di dapatkan *strain rate*, yaitu perubahan laju regangan terhadap waktu. *Strain rate* merupakan laju deformasi benda ketika mendapatkan beban sesuai dengan kecepatan yang diterima. Efek dari *strain rate* pada *flow stress* adalah semakin tinggi *strain rate*, makin besar *flow stress*. *Strain rate* dapat dirumuskan sebagai:

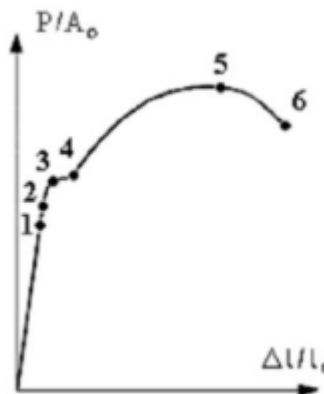
$$\dot{\epsilon} = d\epsilon / dt \dots\dots\dots (2.5)$$

c. Hubungan Tegangan-Regangan

Proses pembentukan logam sebagian besar terjadi dalam kisaran plastik. Plastisitas adalah studi tentang bahan ulet yang mengalami deformasi permanen oleh serangkaian gaya yang diterapkan. Ini berkaitan dengan tegangan dan regangan yang diinduksi dalam material karena deformasi permanen. Dalam plastisitas, deformasi ditentukan oleh riwayat lengkap pembebanan tidak seperti elastisitas, di mana, deformasi tergantung pada keadaan regangan saat ini yang dipertimbangkan. Dengan demikian, deformasi akhir dalam plastisitas diperoleh dengan jumlah deformasi tambahan di sepanjang jalur regangan. [Battin, 2009]

Perubahan regangan plastis bergantung pada riwayat pembebanan seperti temperatur, tegangan, laju regangan, serta variabel internal seperti kekuatan luluh, tegangan, dan kerusakan. Kurva pada gambar 2.8 untuk material-material ulet dalam sistem tegangan nominal-regangan.

Titik kurva pada gambar mengindikasikan karakteristik titik berikut:



Gambar 2.9 Diagram Tegangan-Regangan Material Ulet [Marcianak, 2002]

- 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, 2003]

Persamaan kurva untuk tegangan-regangan dalam bentuk eksponensial adalah sebagai berikut:

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

Dimana: *K* = *strength koefisien*
n = *hardening eksponen* [Marcianak, 2002]

2.7 Pemodelan Johnson-Cook Strength

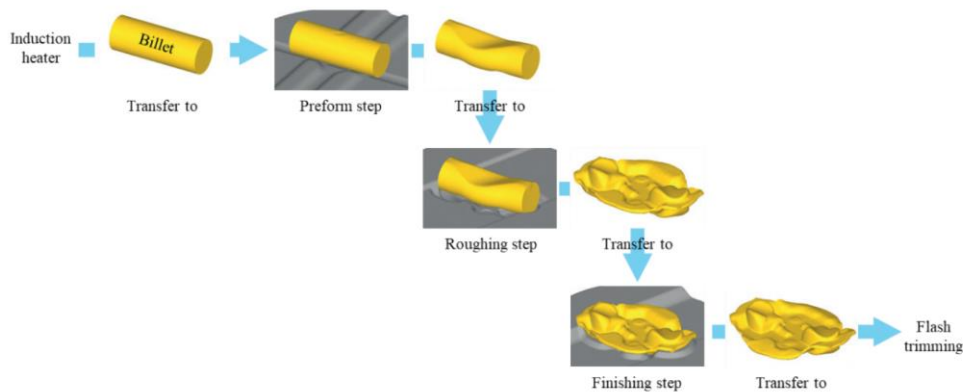
Permodelan *Johnson-Cook strength* digunakan untuk merepresentasikan respon dari material saat menerima regangan, laju regangan, dan temperatur yang tinggi. Respon tersebut akan muncul pada peristiwa pembebanan *compressive* akibat gaya beban dengan jumlah besar. Dengan permodelan ini, *yield stress* bergantung pada regangan, laju regangan, dan temperatur. Permodelan ini termasuk permodelan material yang bersifat non-linear dimana dibutuhkan pada proses deformasi pada *forging*. Permodelan Johnson-Cook strength dapat ditulis sebagai rumus berikut:

$$Y = [A + B\varepsilon_p^n][1 + C\ln\varepsilon_p^*][1 - T_H^m] \dots\dots\dots (2.7)$$

- Dimana:
- Y = Yield stress
 - A = Initial yield stress
 - B = Hardening constant
 - ε = Effective plastic strain
 - n = Hardening exponent
 - C = Strain rate constant
 - ε^* = Normalized effective plastic strain
 - T_H = Homologous temperature

2.8 Penelitian Terdahulu

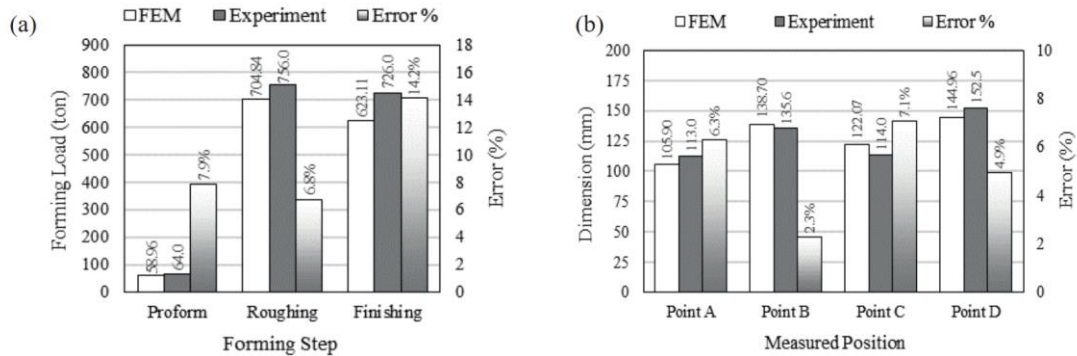
Sebelumnya, telah dilakukan penelitian mengenai proses *hot forging prosthesis* menggunakan *finite element modeling* dengan validasi eksperimen oleh Soranansri P yang dilakukan pada tahun 2020. Penelitian ini mensimulasikan *hot forging* menggunakan metode elemen hingga untuk membantu proses desain benda kerja yang akan digunakan untuk memproduksi *talar body prosthesis*. Perangkat lunak yang digunakan untuk melakukan simulasi adalah DEFORM-3D dengan material AISI 316L *stainless steel* sebagai bahan benda kerja.



Gambar 2.10 Langkah-Langkah Dalam Proses *Hot Forging Talar Body Prosthesis* (Soranansri P, 2020)

Simulasi pada penelitian ini di bagi menjadi 6 tahap seperti yang terlihat pada gambar 2.9 yang terdiri dari tiga langkah perpindahan panas antara billet dengan lingkungan dan tiga langkah pembentukan billet. Pada tahap pertama simulasi, benda kerja didefinisikan sebagai bahan viskoplastik yang memiliki fungsi regangan, laju regangan, dan suhu dari database perangkat lunak DEFORM-3D. *Meshing* dengan elemen padat tetrahedral diterapkan untuk memodelkan benda kerja dengan 100.000 elemen sedangkan cetakan tempa di simulasi didefinisikan sebagai benda *rigid* dengan sifat termal untuk perpindahan panas. Selain itu,

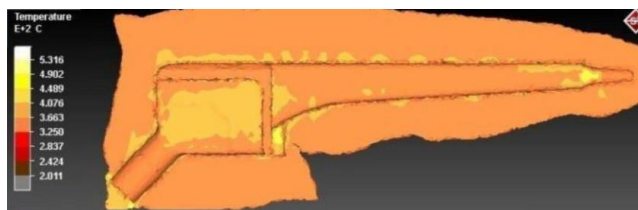
simulasi di asumsi sebagai masalah non-isotermal. Koefisien perpindahan panas konduksi antara kontak *die forging* dan benda kerja yang digunakan pada simulasi sebesar 11 (N/sec/mm/°C) dan koefisien perpindahan panas konveksi antara benda kerja dan lingkungan sebesar 2 (N/sec/mm/°C). Sedangkan, *shear friction* didefinisikan untuk permukaan antara *die forging* dan benda kerja. koefisien gesekan yang digunakan sebesar 0,7 untuk *pre-form* dan 0,3 untuk *last forming*.



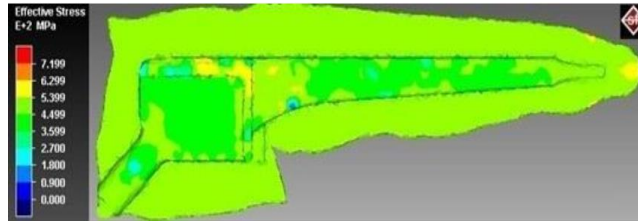
Gambar 2.11 Perbandingan Hasil FEM dengan Hasil Eksperimen (Soransri P, 2020)

Hasil akhir dari penelitian ini menunjukkan bahwa metode elemen hingga (*finite element method*) terverifikasi sebagai model yang handal karena metode tersebut memberikan hasil simulasi yang sesuai dengan hasil eksperimen pada proses *hot forging* seperti gambar 2.10 dimana ditunjukkan tren beban dan hasil geometri dari proses *forging* serupa antara FEM dan hasil eksperimen.

Penelitian selanjutnya membahas analisis produksi *hip prosthesis* dengan metode *hot forging* yang dilakukan oleh Hojjat Ghahramanzadeh Asl, Sinan Sezek, dan Akgun Alsaran di tahun 2015. Penelitian ini mensimulasikan *hot forging* untuk memproduksi *femoral stem* menggunakan metode elemen hingga dengan *software* MSC SIMUFACT 10. Material yang digunakan untuk benda kerja adalah paduan titanium (Ti6Al4V). Analisis pada percobaan ini menggunakan beberapa parameter yaitu kecepatan cetakan atas (*upper die punch*), suhu awal specimen dan koefisien gesek. Pada penelitian ini, simulasi terbagi menjadi dua tahap yaitu *preforming* dan *last forming*. Tahapan *preforming* dilakukan dengan kecepatan *punch* sebesar 2mm/s, suhu sebesar 300C dan koefisien gesek sebesar 0,05. Kegunaan tahap *preforming* hanya untuk membentuk benda kerja agar bisa diproses dengan geometri yang lebih baik pada tahapan selanjutnya. Pada tahap ini kecacatan material dianggap tidak berubah. Selanjutnya pada tahap *last forming*, dilakukan penempaan material dengan variasi kecepatan *punch* sebesar 2, 6, dan 10mm/detik, suhu sebesar 300C dan 500C, dan koefisien gesek sebesar 0,05 dan 0,07. Berdasarkan penelitian tersebut, penambahan kecepatan *punch die* dan koefisien gesek berdampak pada peningkatan tegangan. Pada suhu 300C, tegangan maksima bernilai 750 MPa dengan kecepatan *upper die* sebesar 10mm/detik dan koefisien gesek sebesar 0,07.



(a)

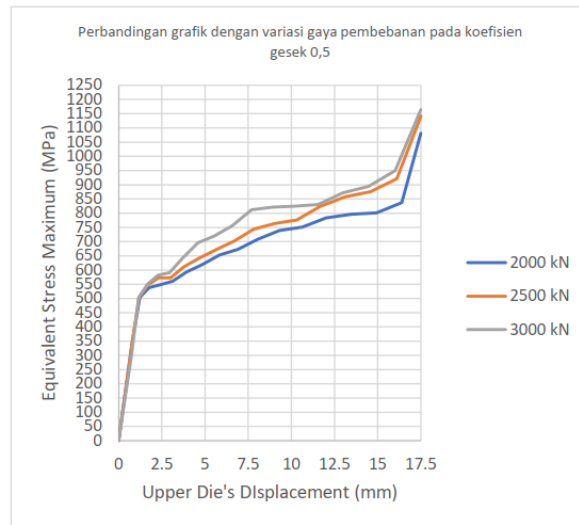


(b)

Gambar 2.12 Distribusi Tegangan (a) dan Suhu (b) pada *Workpiece* (Hojjat, 2015)

Hasil simulasi di tunjukan pada gambar 2.11 dimana di dapatkan bahwa parameter paling optimum untuk menghasilkan *femoral stem* dengan *forging* adalah adalah suhu penempaan di 500C, koefisien gesek di 0,05, dan kecepatan *punch* sebesar 2mm/detik. Pada penelitian tersebut dinyatakan bahwa tegangan tertinggi terjadi pada ujung *hip prosthesis*. Hal ini disebabkan oleh tingginya tegangan konsentrasi pada daerah tersebut. Selain itu, ditunjukkan pula peningkatan tegangan selama proses penempaan dan bergerak ke arah cetakan. Terjadi pula perubahan suhu pada ujung dan bagian tepi benda kerja. Berdasarkan penelitian tersebut, penulis melakukan simulasi *hot forging hip prosthesis* menggunakan material yang sama, yaitu Ti6Al4V tetapi dengan suhu 995 derajat celcius. Perangkat lunak yang digunakan adalah ANSYS sedangkan, parameter yang pada *last forming* adalah koefisien gesek dan kecepatan *punch*.

Penelitian berjudul Simulasi Pembuatan Femoral Stem Hip Arthroplasty dengan Metode Hot Forging yang dilakukan oleh Pratama pada tahun 2020 membahas tentang produksi femoral stem menggunakan proses *hot forging* yang disimulasikan dengan material *austenitic stainless steel 316L* sebagai material *femoral stem* dengan standar ASTM F138-13a. Simulasi pada penelitian tersebut menggunakan software ANSYS Explicit Dynamic. Pada penelitian tersebut, dilakukan tahapan *preforging* dan *last-forging* dengan cetakan dan benda kerja yang dibuat berdasarkan desain *femoral stem* yang digambar dengan *software 3D Solidworks*. proses simulasi meliputi tahap pendefinisian material, *set up*, *meshing* material, dan analisis hasil. Variasi koefisien gesek pada *die* & benda kerja dan besarnya gaya pembebanan pada tahap *last-forging* dilakukan untuk mengetahui iv kondisi optimal dalam proses *hot forging* tersebut dengan melakukan analisis tegangan *equivalent*. Dari penelitian ini didapatkan hasil tegangan terhadap perpindahan *upper die*. Terdapat pola yang berulang dimana analisis data dilakukan dengan perbandingan grafik perpindahan *upper die* menempa benda kerja terhadap tegangan *equivalent* seperti pada gambar 2.12.



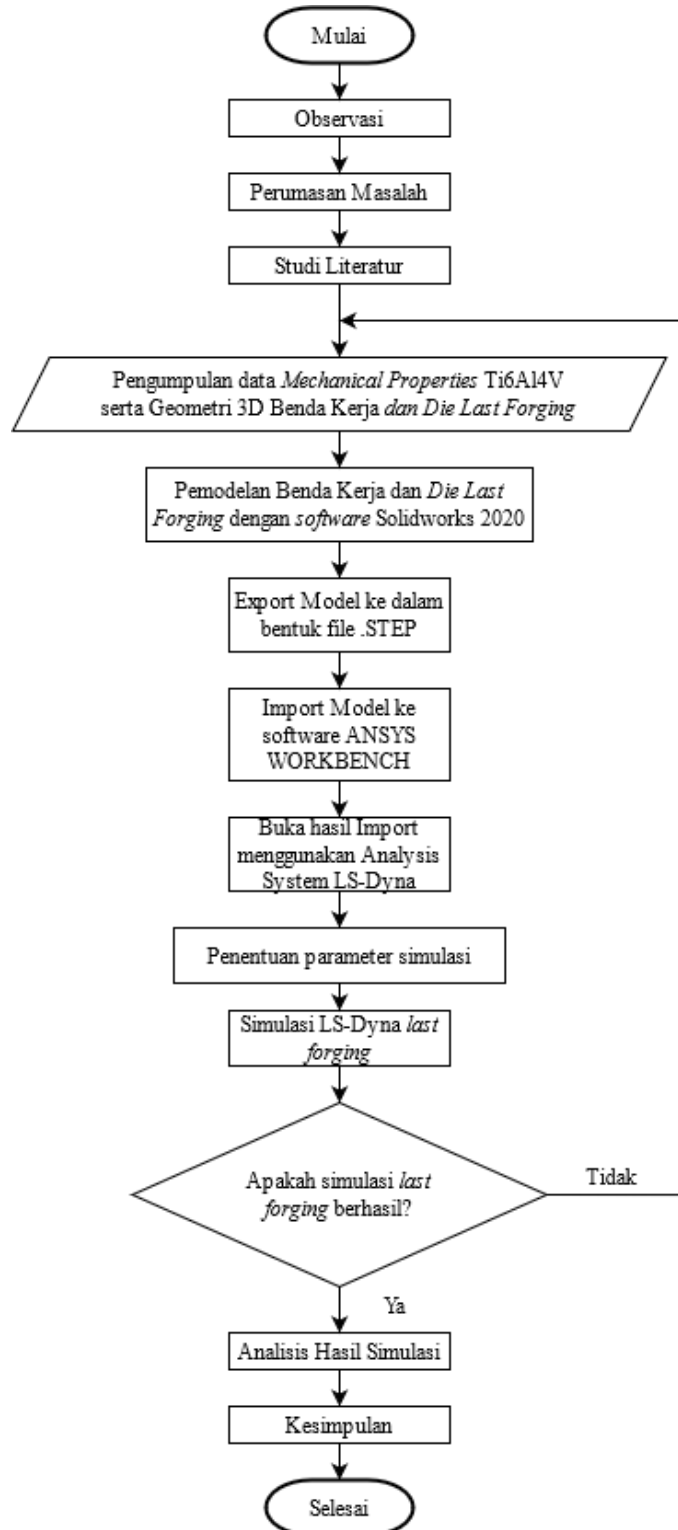
Gambar 2.13 Grafik *max equivalent stress* terhadap perpindahan *punch*

Dari hasil penelitian tersebut didapatkan bahwa gaya pembebanan 2.000 kN menghasilkan tegangan *equivalent* lebih kecil dibandingkan dengan gaya 2.500 kN & 3.000 kN pada setiap variasi koefisien gesek. Dari hasil simulasi juga didapatkan tegangan yang dihasilkan akan semakin meningkat seiring dengan perpindahan *upper die* saat menempa benda kerja. Pengaruh variasi koefisien gesek dimana mempengaruhi tegangan *equivalent* pada penempaan maksimal.

BAB III METODE PENELITIAN

3.1 *Flowchart* Penelitian

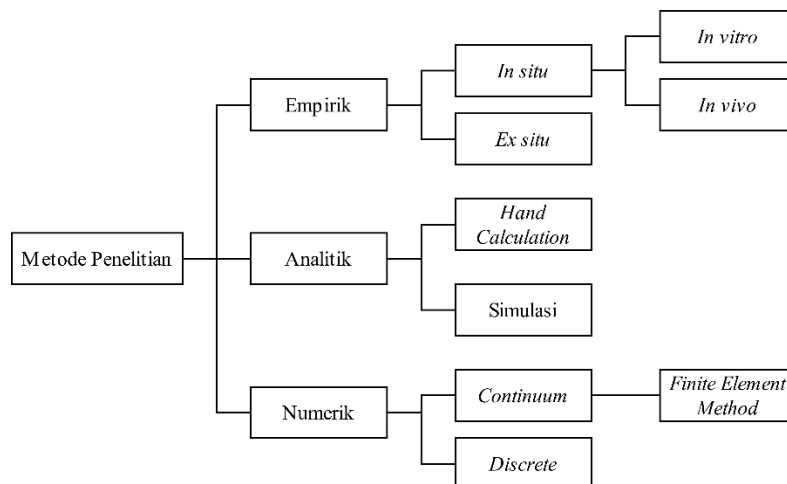
Langkah-langkah yang akan dilakukan dalam penelitian ini secara singkat dapat digambarkan melalui diagram alir penelitian. Berikut adalah skema diagram alir penelitian.



Gambar 3.1 *Flowchart* Penelitian

Pada gambar 3.1 maksud dari *decision variable* yang tertera dalam *flowchart* adalah berhasil atau tidaknya simulasi yang dijalankan. Keberhasilan ini di ukur dari beberapa hal, seperti adanya error yang membuat simulasi tidak dapat dijalankan atau model 3D yang menembus boundary.

Umumnya, terdapat tiga metode yang digunakan dalam proses penelitian. Ketiga metode tersebut adalah metode empiric, analitik dan numerik yang memiliki tahapan proses seperti gambar 3.2. Dari semua metode, dipilih penelitian menggunakan *Finite Element Method* (FEM) atau Metode Elemen Hingga (MEH). Material penelitian dapat dikatakan kompleks dikarenakan rumit nya geometri sehingga dalam mekakukan analisis tidak dapat dilakukan dengan Analisa perhitungan manual. Analisa yang dilakukan dalam penelitian ini menggunakan *software* Ansys workbench dengan pendekatan metode elemen hingga.



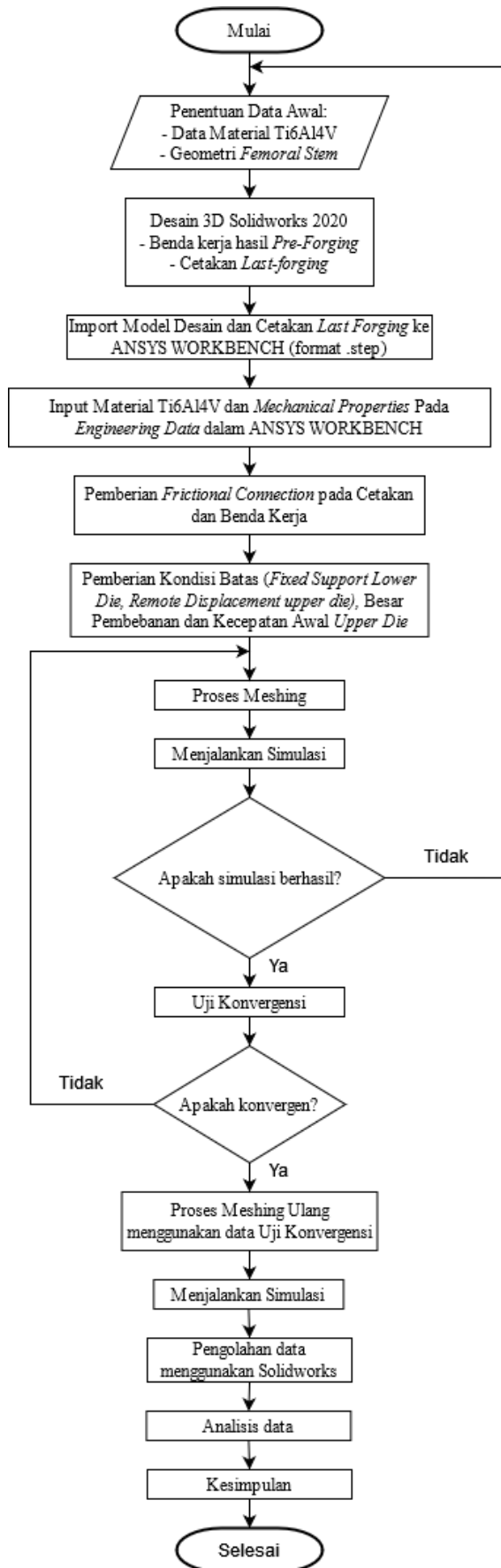
Gambar 3.2 Bagan Metode Penelitian

3.2 Observasi

Untuk menentukan batasan permasalahan dan ruang lingkup dalam penelitian perlu dilakukan observasi sebagai langkah awal dalam melakukan penelitian. Pada tahap ini, dilakukan observasi dalam lingkup pembuatan *femoral stem* dengan proses *hot forging*.

3.3 Pemodelan

Setelah tahap observasi, baru dilakukan tahap pemodelan menggunakan program CAD (*computer-aided design*). *Software* yang digunakan dalam membuat model adalah 3D Solidworks, sedangkan untuk mensimulasikan model adalah ANSYS. Model *die last forging* di buat menggunakan data dimensi *femoral stem* pada ras Mongoloid (Indonesia), sedangkan model benda kerja di buat menggunakan *software* Solidworks dengan menyesuaikan *cavity* dari *die last forging* yang lalu di simulasikan menggunakan *software* ANSYS untuk mengetahui apakah benda kerja memenuhi *cavity* dari *die last forging* setelah proses *forging*. Dalam mensimulasikan model, data material dan data geomteri 3D dari *die last forging* dan benda kerja digunakan sebagai input. Berikut merupakan diagram alir yang menggambarkan tahapan-tahapan yang dilakukan dalam penelitian mulai dari pemodelan hingga simulasi *hot forging*. Penjelasan lebih rinci mengenai tahapan-tahapan pada *flowchart* diatas sebagai berikut:



Gambar 3.3 Flowchart Pemodelan

3.3.1 Penentuan Data Awal

Untuk melakukan pemodelan *metal forming*, di butuhkan data awal berupa geometri dan dimensi *femoral stem* yang ingin dibentuk, serta data material dari Titanium Ti6Al4V. Data Dimensi *femoral stem* dapat dilihat pada gambar 3.5 sedangkan data material Titanium Ti6Al4V dapat dilihat pada tabel 3.1 dan 3.2 sebagai berikut.

Pada proses *hot forging* benda kerja dipanaskan hingga mencapai titik rekristalisasi atau sekitar $0.6 \times \text{melting point temperature}$. Titanium Ti6Al4V sendiri memiliki *melting temperature* sekitar 1660°C . Sehingga *temperature workpiece* saat proses permesinan sekitar 995°C . Hal tersebut mempengaruhi perubahan pada *flow curve*. Pemodelan plastis didekati dengan persamaan Johnson-cook dengan properties seperti pada tabel 3.2 yang mengacu pada penelitian berjudul “*Application of genetic algorithms for optimizing the Johnson–Cook constitutive model parameters when simulating the titanium alloy Ti-6Al-4V machining process*” yang dilakukan oleh Chen G, dkk (2012). Sedangkan tabel 3.1 menjelaskan data elastis material Ti6Al4V yang mengacu pada data yang telah disediakan oleh *software ANSYS*.

Tabel 3.1 Properti Material Titanium Ti6Al4V pada suhu 995°C

ISTILAH	SATUAN	NILAI
Density	(kg/m^3)	4300,3106
Coefficient of Thermal Expansion	(1/C)	0,0000116
Young’s Modulus	(Pa)	35290000000
Poisson’s Ratio	-	0,369
Bulk Modulus	(Pa)	44898000000
Shear Modulus	(Pa)	12889000000
Yield Strength	(Pa)	85288808
Tangent Modulus	(Pa)	720725631
Specific Heat	(J/(kg C))	724,4355

Tabel 3.2 Parameter Johnson – Cook Ti6Al4V (Chen G, 2012)

ISTILAH		SATUAN	NILAI
Johnson and Cook constitutive	Initial yield stress (A)	MPa	888,5
	Strain hardening Constant	MPa	600
	Strain hardening exponent	-	0,21
	Thermal softening coefficient	-	0,007
	Strain rate constant	-	1,012
	Melting temperature	$^{\circ}\text{K}$	1387
	Reference strain rate	/sec	1

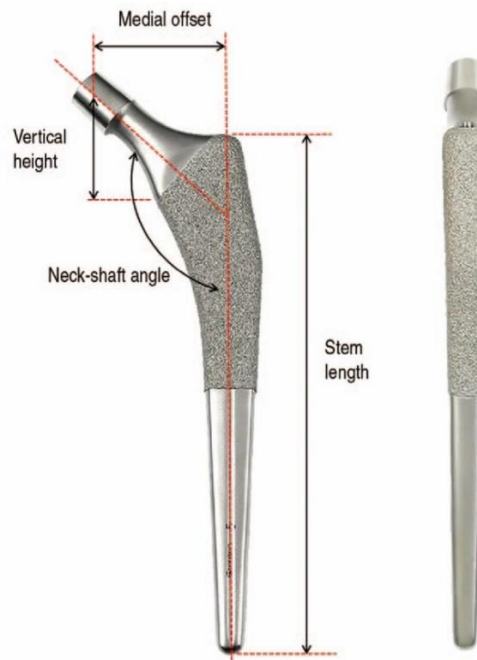
Tabel 3.3 Parameter Simulasi

Parameter	Nilai
<i>Upper die velocity</i> (mm/s)	120
<i>Initial temperature of the workpiece</i> (C)	995
<i>Friction coefficient</i>	0,35

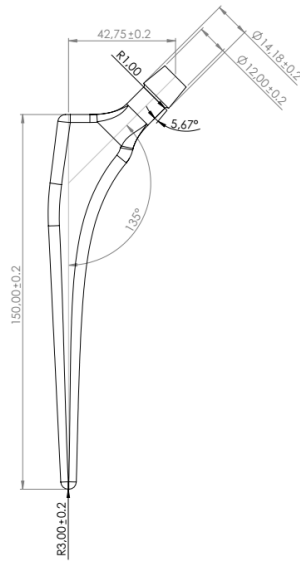
<i>Temperature of the dies (C)</i>	22 (default)
<i>Ambient temperature (C)</i>	22 (default)

3.3.2 Desain 3D Die Last Forging

Proses desain *die last forging* menggunakan *software* Solidworks untuk memudahkan dalam merancang geometri yang cukup rumit. File desain tersebut akan diimpor ke dalam *software* ANSYS, dimana file desain nanti akan berformat .STEP. Langkah awal dalam mendesain *die last forging* mengukur dimensi femoral stem. Sebagai acuan dalam menentukan target benda kerja *last forging*, perlu diketahui ukuran dimensi dari *femoral stem*. Pengukuran dilakukan menggunakan *software* Solidworks dengan desain *femoral stem* yang telah di desain. Ukuran dimensi dari *femoral stem* dapat di bagi menjadi beberapa bagian. Bagian-bagian tersebut adalah panjang *stem*, sudut poros leher, tinggi vertikal, *offset medial* dan tebal dari *femoral stem*.

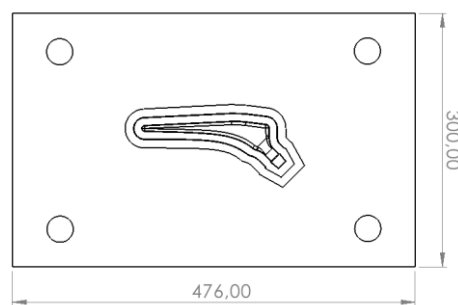


Gambar 3.4 Bagian-bagian dimensi pada *femoral stem*



Gambar 3.5 Dimensi femoral stem

Dari desain femoral stem yang telah tersedia, di dapatkan panjang stem sebesar 150 mm, sudut poros leher sebesar 135° , tinggi vertikal sebesar 28,78 mm dan offset medial sebesar 42,75 mm. Sedangkan, untuk ketebalan femoral stem berkisar dari 8 mm sampai 14 mm dan mempunyai volume 23251.72 mm^3 . Hasil forging dari desain femoral stem tersebut diharapkan memiliki standar ASTM A484 dengan toleransi panjang dan diameter head stem sebesar 0,2 mm. Dari pengukuran tersebut, dapat dilakukan desain dari upper die dan lower die dilakukan dengan membuat cavity pada blok tiga dimensi yang dicocokkan dengan ukuran dari femoral stem. Tidak lupa juga di tambahkan area flash agar kelebihan bahan dari benda kerja pada proses forging dapat mengalir di sekitar cavity dengan tebal 1 mm. Setelah itu, di tambahkan juga chamfer pada tepi cavity untuk memudahkan aliran benda kerja untuk mengalir ke area flash saat proses forging dilakukan. Setelah tahap desain selesai, file akan disimpan dalam format .STEP yang nantinya di masukan ke dalam model simulasi pada software ANSYS.

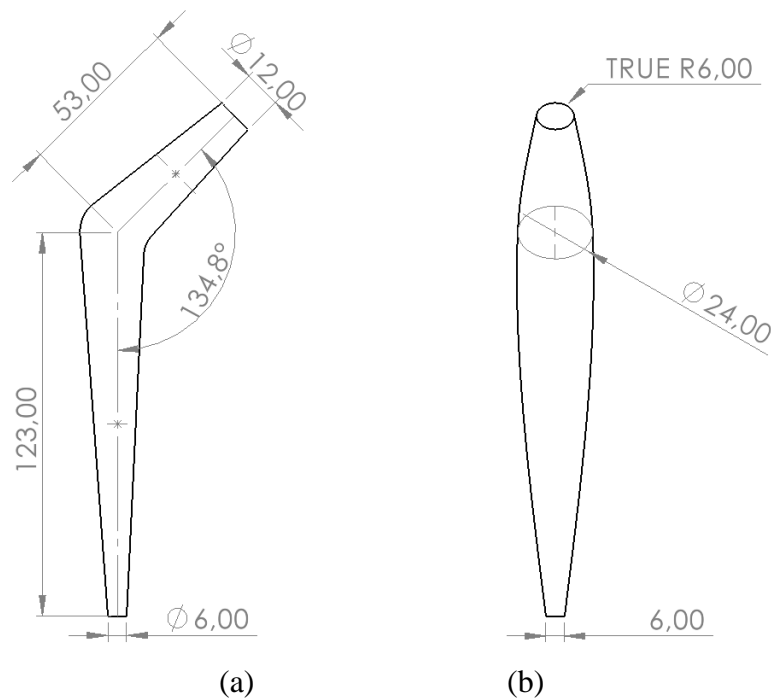


Gambar 3.7 Desain die last forging

3.3.3 Desain Benda Kerja

Proses awal dari desain benda kerja untuk proses last forging di buat menggunakan software Solidworks dengan asumsi ukuran dimensi geometri yang di dihasilkan dari proses pre-forging dimana pada proses tersebut, sebuah batang silindris di bengkokkan dan di bentuk menggunakan sebuah cetakan yang sekilas memiliki dimensi panjang, sudut poros leher, tinggi vertikal, offset medial dan tebal yang mendekati ukuran femoral stem. Pada desain awal yang

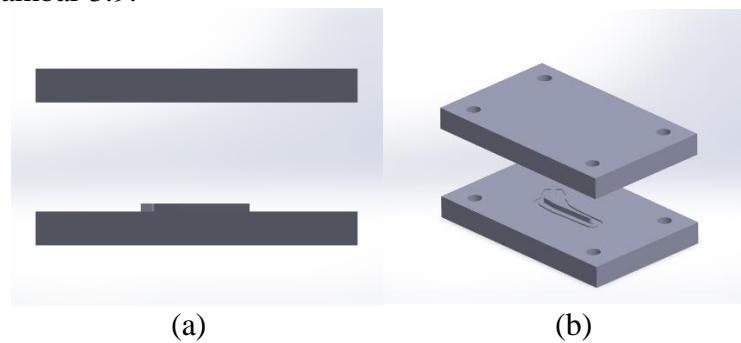
telah dibuat, panjang total dari benda kerja sebesar 176 mm dengan lebar 6 mm dan 12 mm di kedua ujung benda kerja serta 24 mm di bagian bengkok. Hasil dari desain awal seperti gambar 3.8 lalu di masukan kedalam *software* ANSYS untuk disimulasikan.



Gambar 3.8 Desain benda kerja tampak depan (a) tampak samping (b)

3.3.4 Pemodelan *Assembly Workpiece* dan *Die Last Forging*

Setelah geometri dari benda kerja awal dan *die last forging* di desain, langkah selanjutnya adalah menggabungkan kedua bagian tersebut ke dalam satu *assembly* dimana benda kerja di letakan di antara *punch* dan *lower die*. Hal ini dapat dilakukan menggunakan *software* Solidworks. Berikut ini merupakan *assembly upper* dan *lower die last forging* dengan *workpiece* pada gambar 3.9.



Gambar 3.9 Pemodelan *assembly* 3d *workpiece* dan *die last forging* tampak depan (a) tampak samping (b)

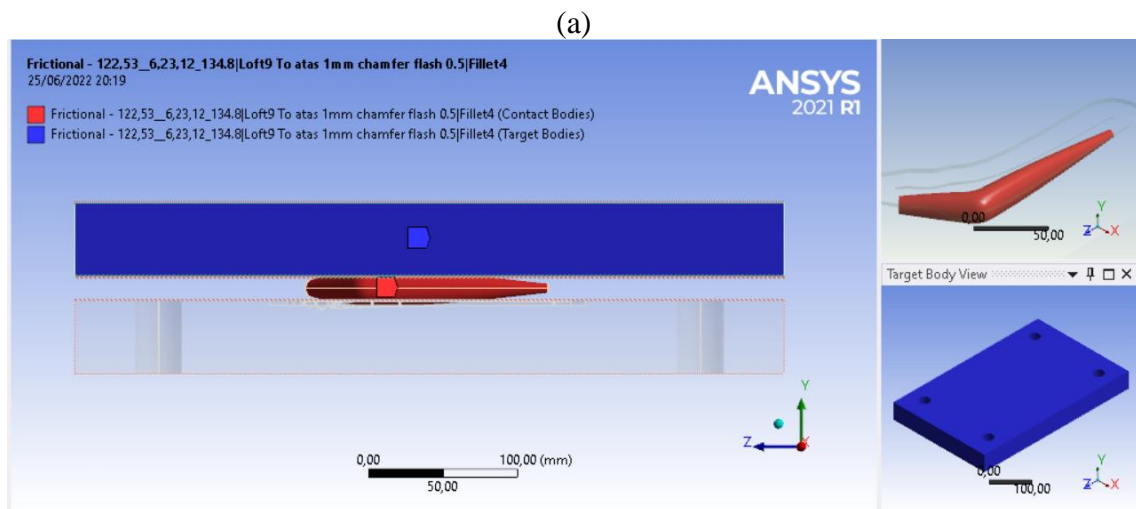
3.3.5 Proses Simulasi

Setelah membuat model, data pendukung seperti data material dan *assembly* dari *last forging* di masukan ke dalam *software* ANSYS untuk digunakan dalam simulasi. Sebelum dilakukannya simulasi, perlu terlebih dahulu memasukan data material Ti6Al4V dari tabel 3.1 dan 3.2 ke dalam *engineering data* seperti pada gambar 3.10.

Properties of Outline Row 4: Ti6AlV 995 C				
	A	B	C	D E
1	Property	Value	Unit	
2	Material Field Variables	Table		
3	Density	4282	kg m ⁻³	
4	Isotropic Elasticity			
5	Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio		
6	Young's Modulus	1,6701E+10	Pa	
7	Poisson's Ratio	0,3797		
8	Bulk Modulus	2,3137E+10	Pa	
9	Shear Modulus	6,0522E+09	Pa	
10	Specific Heat Constant Pressure, C _p	753,97	J kg ⁻¹ C...	
11	Johnson Cook Strength			
12	Strain Rate Correction	First-Order		
13	Initial Yield Stress	888,5	MPa	
14	Hardening Constant	600	MPa	
15	Hardening Exponent	0,21		
16	Strain Rate Constant	0,007		
17	Thermal Softening Exponent	1,012		
18	Melting Temperature	1660	C	
19	Reference Strain Rate (/sec)	1		

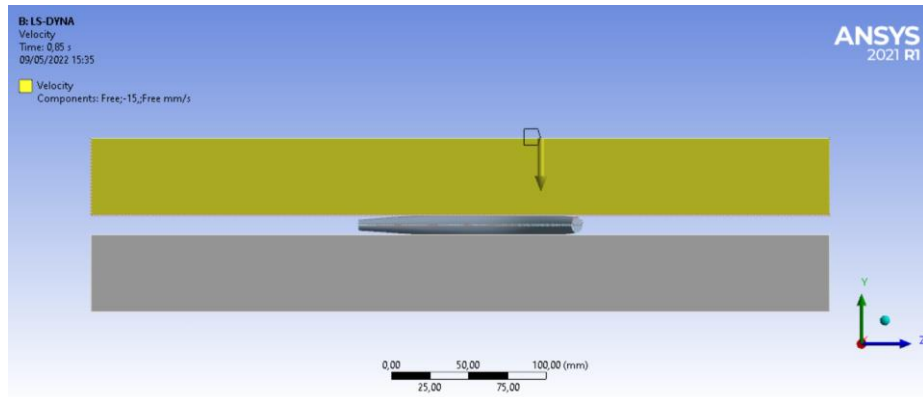
Gambar 3.10 Engineering data benda kerja

Setelah jenis material ditentukan, langkah selanjutnya adalah memasukan *assembly* benda kerja dan *die last forging* yang sudah dibuat ke dalam ANSYS Workbench. Setelah mengimpor *assembly*, perlu dilakukan proses *set-up* simulasi pada *software* ANSYS Mechanical. *Set-up* pertama seperti gambar 3.11 dilakukan untuk mendefinisikan jenis kontak antara benda kerja dan *die last forging*. Pendefinisian jenis kontak menggunakan batasan *contacts*. Jumlah kontak pada proses simulasi ini ada tiga, yaitu kontak benda kerja dengan *upper die*, benda kerja dengan *lower die* (b) dan *lower die* dengan *upper die* (a). Jenis kontak yang digunakan adalah *frictional*.

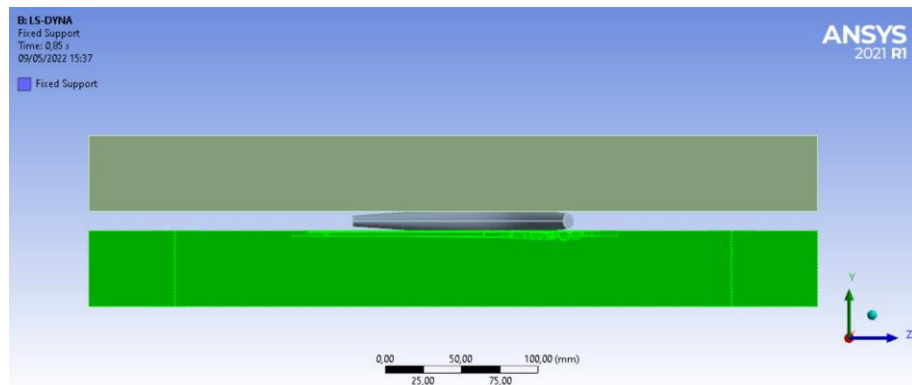


Gambar 3.11 Penentuan jenis kontak

Tahap selanjutnya dalam *set-up* simulasi adalah menentukan kecepatan *punch* seperti gambar 3.12, menentukan letak tumpuan seperti gambar 3.13 dan menentukan sumbu perpindahan pada gambar 3.14. Kecepatan *punch* ditentukan pada *upper die* menggunakan opsi *velocity* yang ditargetkan pada *upper die* untuk menempa *workpiece* dengan kecepatan yang telah di tentukan. Letak tumpuan (*fixed support*) ditentukan pada *lower die* dimana cetakan tidak bergerak. Sumbu perpindahan yang dapat bergerak bebas ditentukan pada sumbu Y dan sumbu yang lain ditentukan tidak dapat bergerak.



Gambar 3.12 Penentuan kecepatan *punch*

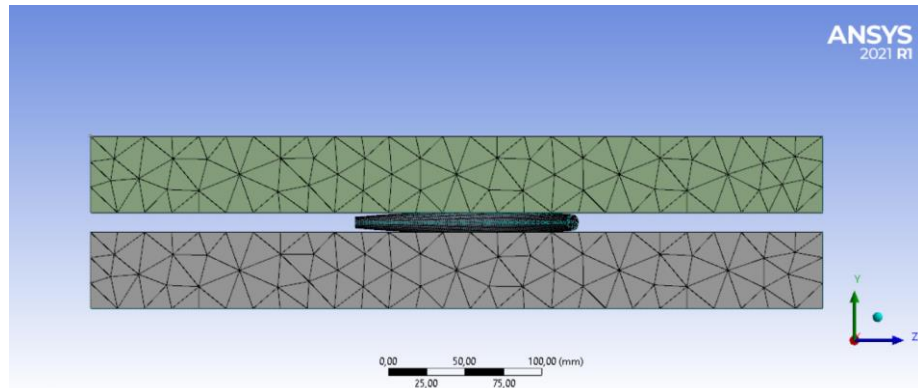


Gambar 3.13 Penentuan letak tumpuan

Details of "Remote Displacement"	
Definition	
Type	Remote Displacement
<input type="checkbox"/> X Component	0, mm (ramped)
Y Component	Free
<input type="checkbox"/> Z Component	0, mm (ramped)
<input type="checkbox"/> Rotation X	0, ° (ramped)
<input type="checkbox"/> Rotation Y	0, ° (ramped)
<input type="checkbox"/> Rotation Z	0, ° (ramped)
Suppressed	No
Behavior	Rigid

Gambar 3.14 Penentuan sumbu perpindahan

Langkah terakhir dalam *set-up* simulasi adalah proses *meshing* pada *workpiece* dan *die* seperti gambar 3.15. Proses *meshing* dilakukan pada benda kerja *last forging* menggunakan metode *sweep* dengan ukuran elemen pada *body sizing*.



Gambar 3.15 *Meshing* pada simulasi

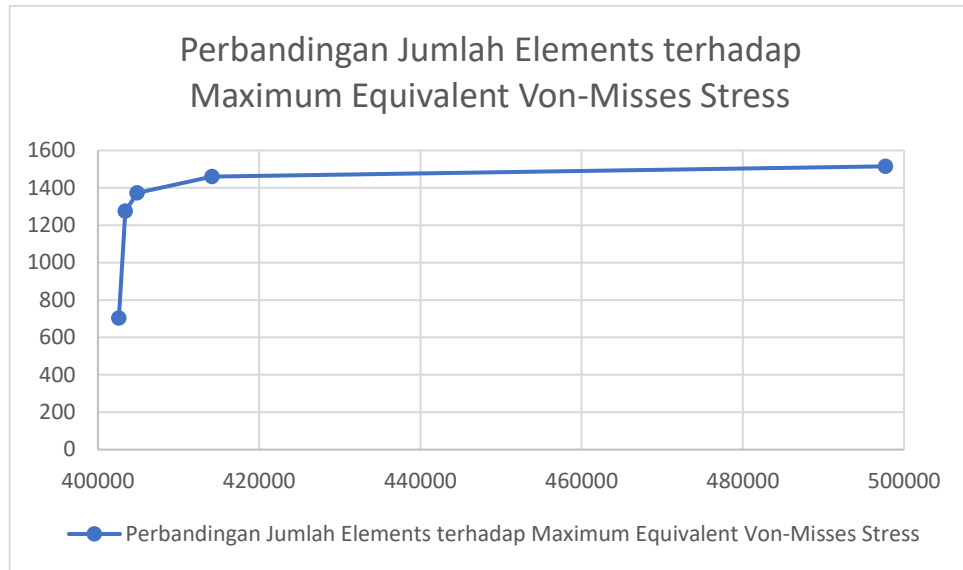
3.3.6 Uji Konvergensi

Setelah simulasi awal dapat dijalankan, maka uji konvergensi dapat dilakukan. Uji konvergensi dilakukan untuk mengetahui keakuratan *meshing* yang digunakan pada model simulasi. *Meshing* yang semakin akurat menandakan hasil simulasi mendekati kondisi nyata. Umumnya, ukuran elemen yang semakin kecil menghasilkan simulasi yang lebih valid, akan tetapi simulasi yang dijalankan akan memerlukan waktu 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*. *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 last forging* dengan ukuran *uniform* dan variasi ukuran elemen

<i>Nodes</i>	<i>Elements</i>	<i>Maximum Equivalent Von-Mises Stress (MPa)</i>	<i>Error (%)</i>
75039	402599	703,42	
76023	403385	1275,4	44,84711
77588	404876	1373,1	7,115287
87692	414158	1459,2	5,900493
175050	497696	1514,8	3,670452

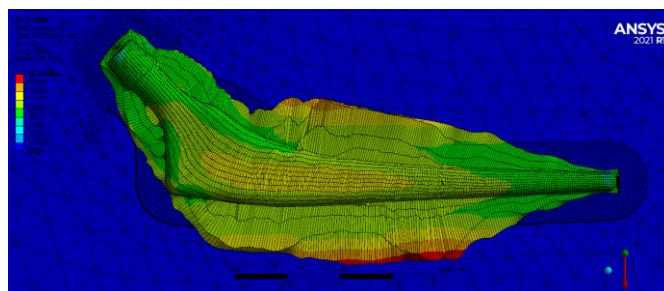


Gambar 3.16 Grafik Uji Konvergensi Jumlah *Elements* terhadap *Maximum Equivalent Von-Misses Stress*

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 meshing yang cukup optimal dapat digunakan dengan jumlah *nodes* sebanyak 175050, jumlah *elements* sebanyak 497696, *meshing size* sebesar 0,7 mm, hasil *maximum equivalent von-misses stress* sebesar 1514,8 MPa, dan nilai *error* terkecil sebesar 3,67.

3.3.7 Analisis Hasil

Setelah uji konvergensi dilakukan, simulasi dapat dilanjutkan dengan mengulang proses *meshing* menggunakan data yang di dapatkan dari uji konvergensi. Dari hasil simulasi akan didapatkan benda kerja yang telah di tempa seperti gambar 3.16. Tidak hanya hasil visual, hasil simulasi juga menyediakan *nodal contact force* sebagai *output solver* untuk mengetahui gaya yang dibutuhkan untuk melakukan proses *forging*. Simulasi percobaan yang telah dilakukan akan diulang dengan variasi diameter pada benda kerja. Tahapan dalam simulasi yang dilakukan sama dengan simulasi sebelumnya.

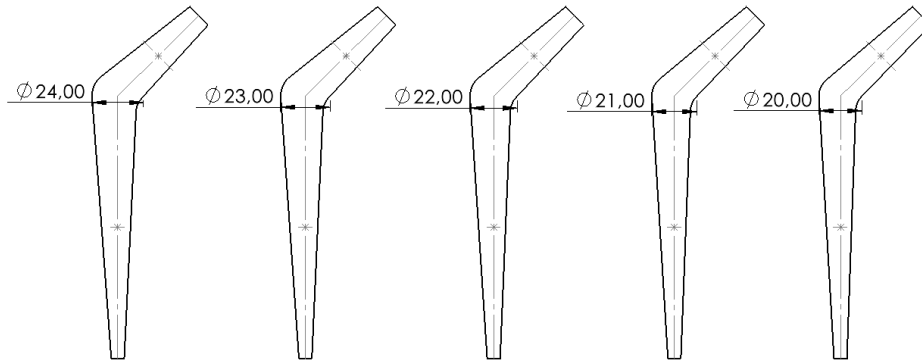


Gambar 3.17 Benda Kerja Setelah *Forging*

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

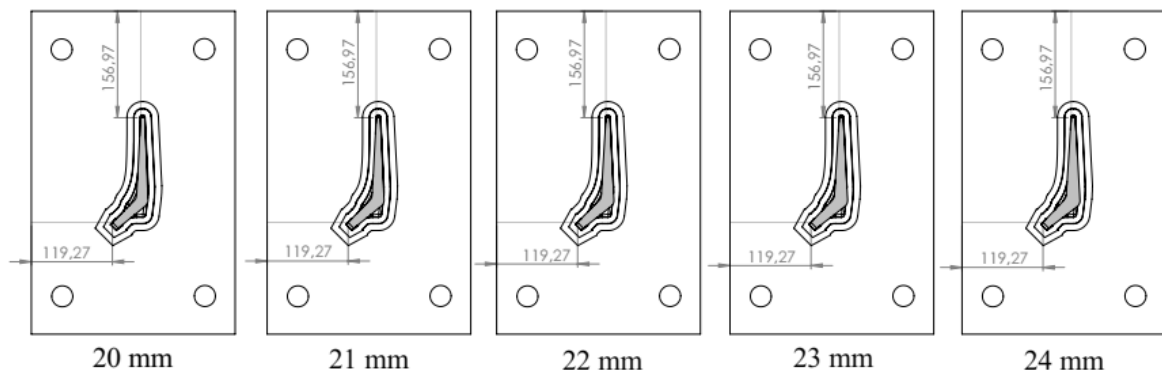
4.1 Hasil Simulasi *Hot Forging*

Melalui bantuan *software*, simulasi dilakukan untuk mengetahui gaya yang dibutuhkan untuk proses *hot forging stem hip prosthesis* dan geometri akhir dari variasi benda kerja yang telah di *forging*. Untuk melakukan simulasi ini diperlukan model 3 dimensi solid dari benda kerja dan cetakan hasil dari langkah pemodelan pada *software* CAD. Model 3 dimensi benda kerja di variasikan pada diameter tengah yang berukuran 24, 23, 22, 21, dan 20 mm seperti pada gambar 4.1.



Gambar 4.1 Variasi diameter benda kerja

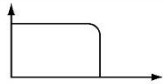
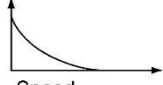
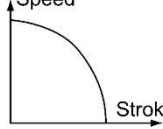
Dari benda kerja yang telah di variasikan, *assembly forging* di susun dengan menggunakan *software* Solidworks. Pada *assembly forging* tersebut, benda kerja di posisikan secara teratur seperti gambar 4.2 sehingga penulis mendapatkan hasil simulasi yang konsisten pada setiap variasi.



Gambar 4.2 *Assembly forging* variasi benda kerja

Parameter *forging* seperti koefisien gesek didapatkan dari jurnal yang berjudul “*Determination of the friction factor of Ti-6Al-4V titanium alloy in hot forging by means of ring-compression test using FEM*” oleh Zhu Y, dkk (2011). Dari 6 sampel eksperimen yang dilakukan oleh Zhu Y dkk, didapatkan bahwa pada kondisi *forging* menggunakan *glass lubricant*, titanium Ti6Al4V memiliki koefisien gesek dengan nilai rata-rata sebesar 0,35. Untuk kecepatan *punch*, penulis mengacu pada buku “*Presses and Hammers for Cold and Hot Forging*” oleh Atlan, dkk (1973). Dari buku tersebut, di dapatkan informasi tabel data kecepatan mesin *forging*. Dari tabel tersebut, penulis memutuskan untuk menggunakan kecepatan *punch* 120 mm/s. Selengkapnya, parameter *forging* dapat dilihat pada tabel 3.

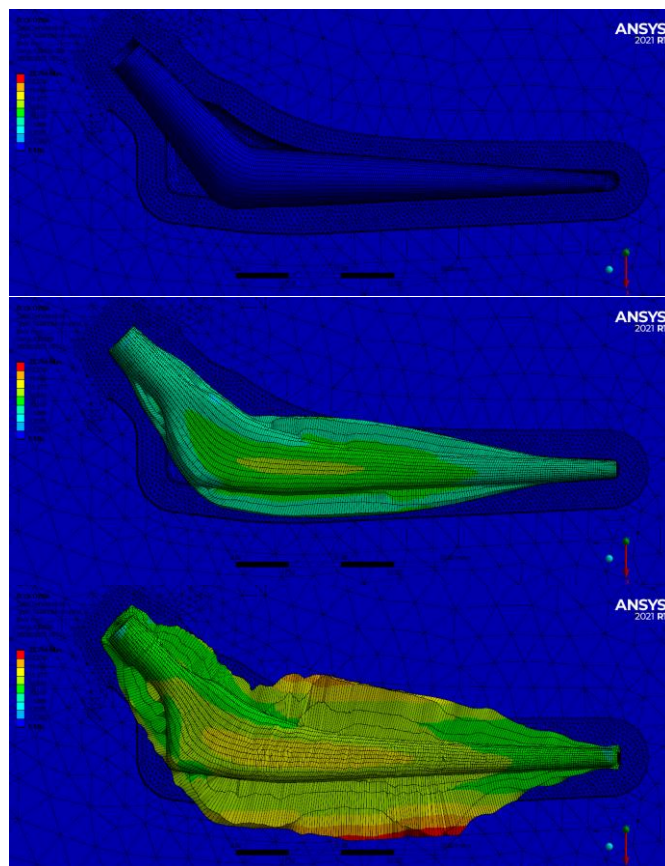
Tabel 4.1 Range kecepatan berbagai mesin *forging*

Forging machine	Speed range		Speed-stroke behavior
	ft/s	m/s	
Hydraulic press	0.2–1.0(a)	0.06–0.30(a)	
Mechanical press	0.2–5	0.06–1.5	
Screw press	2–4	0.6–1.2	
Gravity drop hammer	12–16	3.6–4.8	
Power drop hammer	10–30	3.0–9.0	
Counterblow hammer (total speed)	15–30	4.5–9.0	
HERF machines	20–80	6.0–24.0	
Low-speed Petroforge	8–20	2.4–6.0	

Source: [Altan et al., 1973]

Setelah mendefinisikan koefisien gesek antara benda kerja dan *die*, dilakukan proses *meshing* yang bertujuan untuk membagi area permukaan model menjadi beberapa bagian. Proses *meshing* ini dilakukan menggunakan metode *sweep* dan *body sizing* dengan pengaturan ukuran elemen sebesar 0,7 mm pada benda kerja, serta *face sizing* dengan ukuran elemen 1,4 mm untuk daerah model *punch* dan *die* yang berkontak dengan model benda kerja.

Hasil data simulasi akan disajikan dalam bentuk grafik dan tabel. Analisis hasil *forging stem hip prosthesis* akan diamati pada saat kondisi setelah proses pembebanan atau saat *punch* dan *die* tertutup. Untuk analisis gaya, digunakan Nodal Contact Force untuk mengetahui gaya yang dibutuhkan dalam *forging*. Analisis gaya akan dibahas menggunakan data berupa grafik jumlah gaya berbanding dengan waktu *forging*. Berikut merupakan gambaran perubahan bentuk benda kerja saat simulasi *forging* yang dilakukan oleh penulis.

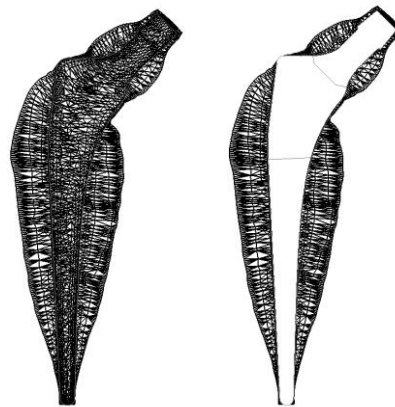


Gambar 4.3 Perubahan benda kerja saat proses simulasi *hot forging stem prosthesis*

4.2 Analisis *Flash* pada Hasil *Forging Stem Hip Prosthesis*

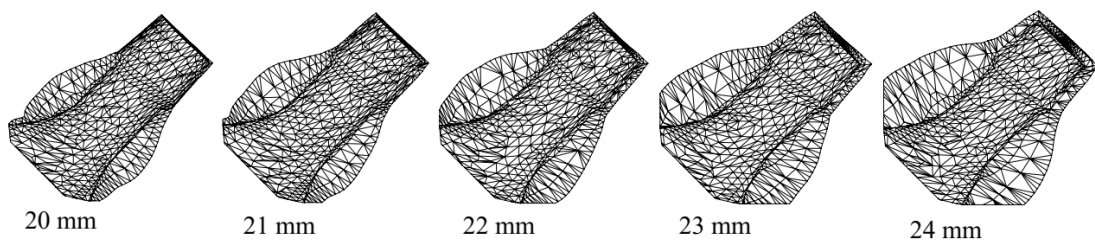
Flash pada proses *forging* merupakan sisa material dari benda kerja yang dibentuk oleh cetakan. Untuk memastikan pengisian cetakan yang menyeluruh, benda kerja diharuskan memiliki volume yang lebih besar daripada volume internal cetakan. Kelebihan dari volume material ini harus pergi ke suatu tempat dan biasanya setelah produk terbentuk, dihilangkan dengan proses pemesinan. Analisis *flash* dilakukan untuk mengetahui berapa banyak material yang terbuang dari proses *forging* dan hasil *forging* yang tidak menghasilkan *flash*.

Data banyaknya *flash* yang terbentuk dari proses *forging* di dapatkan dengan mengukur volume *flash* pada geometri hasil simulasi menggunakan *software* Solidworks. Sebelum melakukan pengukuran, hasil *forging* akan di bagi menjadi 3 bagian seperti gambar 4.5, 4.6 dan 4.7. Ketiga bagian tersebut adalah bagian atas, tengah dan bawah. Pembagian ini dilakukan agar memudahkan penulis untuk mengetahui daerah yang tidak menghasilkan *flash*. Setelah dilakukan pembagian, model 3D hasil *forging* dipersiapkan terlebih dahulu sebelum dilakukan pengukuran dengan memisahkan *femoral stem* dari *flash* yang terbentuk seperti pada gambar 4.4. Setelah dipisahkan, pengukuran baru dapat dilakukan menggunakan *tool mass properties* yang telah tersedia pada *software* Solidworks. Hasil pengukuran volume *flash* dapat dilihat pada tabel 4.2.



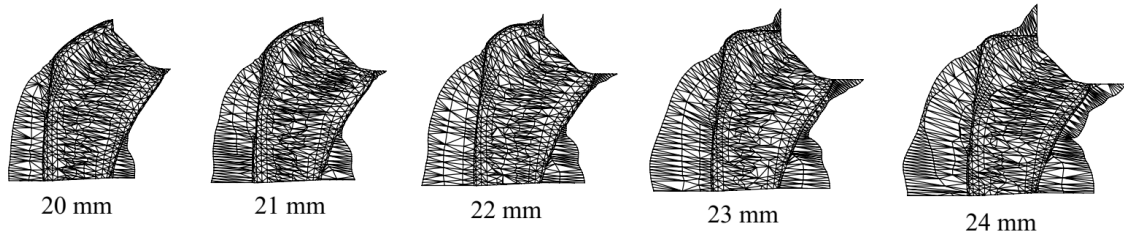
Gambar 4.4 Pemisahan *Flash* dari *Femoral Stem*

Pada hasil *forging* bagian atas seperti terlihat pada gambar 4.5, dapat terlihat bahwa *flash* yang terbentuk semakin sedikit seiring dengan berkurangnya diameter tengah benda kerja. Dapat terlihat pada semua variasi, *flash* yang terbentuk mulai melebar di daerah dimana terdapat perbedaan diameter pada design asli *femoral stem*. Pada variasi diameter tengah 20 mm, terlihat bahwa *flash* sudah mulai tidak terbentuk di bagian atas kanan *femoral stem* atau tempat kedudukan *acetabular cup* yang merupakan sambungan *femoral stem* dengan sendi buatan. Tidak terbentuknya *flash* pada bagian tersebut menunjukkan bahwa benda kerja dengan diameter tengah 20 mm tidak dapat mengisi *cavity die* secara menyeluruh pada bagian atas cetakan *femoral stem*.



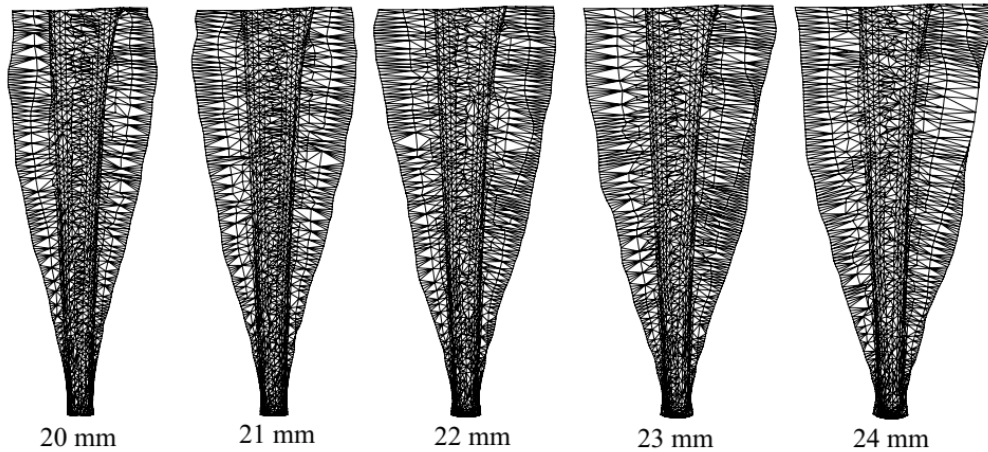
Gambar 4.5 Hasil *Forging* Bagian Atas *Femoral Stem*

Sama seperti hasil *forging* bagian atas, pada hasil *forging* bagian tengah seperti terlihat pada gambar 4.6, terlihat bahwa *flash* yang terbentuk semakin sedikit seiring dengan berkurangnya diameter tengah benda kerja. Dari semua variasi, terlihat bahwa tidak ada yang dapat membentuk *flash* pada bagian tengah yang bersudut tajam pada *femoral stem*. Tidak terbentuknya *flash* pada daerah tersebut menunjukkan bahwa semua variasi benda kerja tidak dapat mengisi *cavity die* secara menyeluruh pada bagian tengah cetakan *femoral stem* terutama pada bagian atas seperti terlihat pada gambar 4.6.

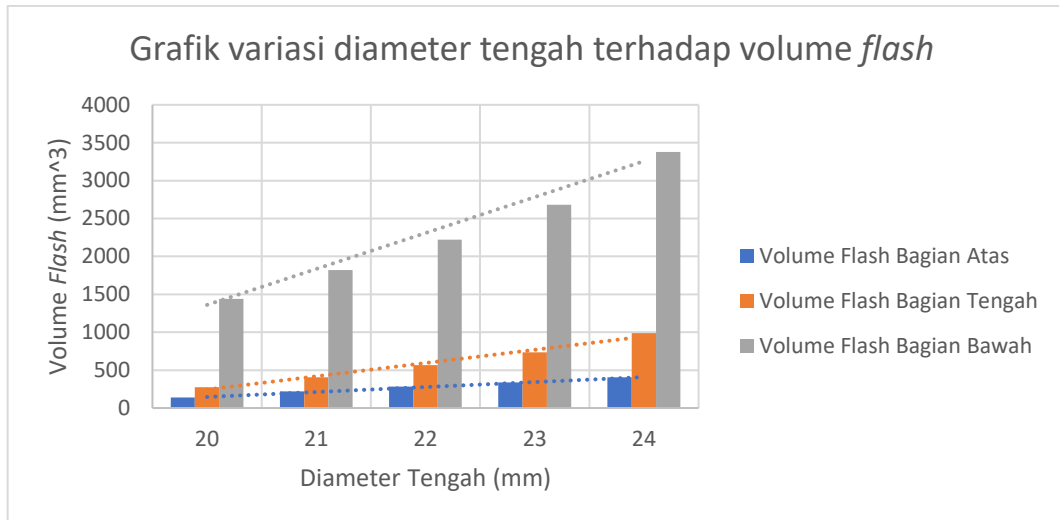


Gambar 4.6 Hasil *Forging* Bagian Tengah *Femoral Stem*

Pada hasil *forging* bagian bawah, terlihat bahwa *flash* yang terbentuk mulai berkurang seiring mengerucutnya bentuk *femoral stem*. Dapat dilihat bahwa hampir semua variasi benda kerja tidak membentuk *flash* pada ujung bawah *femoral stem* kecuali pada benda kerja dengan diameter tengah 24 mm. Terlihat pada benda kerja berdiameter tengah 24 mm terdapat tonjolan *flash* yang terbentuk di ujung cetakan. Hal tersebut menunjukkan bahwa benda kerja berdiameter tengah 24 dapat mengisi *cavity die* secara menyeluruh.



Gambar 4.7 Hasil *Forging* Bagian Bawah *Femoral Stem*



Gambar 4.8 Grafik variasi diameter tengah benda kerja terhadap volume *flash*

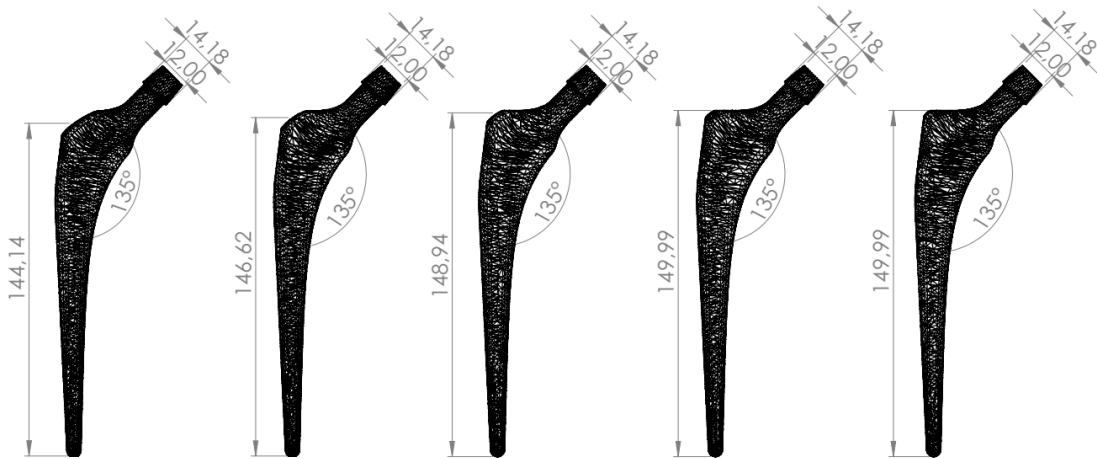
Tidak hanya gambar hasil *forging*, penulis juga mendapatkan data berupa volume *flash* pada gambar grafik 4.8 dan tabel 4.2. Pada gambar 4.8 diketahui grafik memiliki *trendline* yang naik seiring dengan bertambahnya diameter tengah benda kerja. Diameter tengah yang ukurannya semakin besar akan menyebabkan volume benda kerja yang semakin tinggi sehingga akan menghasilkan *flash* yang semakin banyak. Pada tabel 4.2 di dapatkan benda kerja yang memiliki total volume *flash* terbanyak adalah benda kerja berdiameter tengah 24 mm dengan nilai sebesar 4772,51 mm³. sedangkan volume total *flash* terkecil terdapat pada benda kerja dengan diameter tengah 20 mm dengan nilai sebesar 1854,47 mm³.

Tabel 4.2 Data volume *flash* dari hasil *forging femoral stem*

Diameter Tengah (mm)	Volume <i>Flash</i> (mm ³)			
	Bagian Atas	Bagian Tengah	Bagian Bawah	Total
20	138,29	275,6	1440,58	1854,47
21	219,32	407,29	1818,79	2445,4
22	283,76	564,45	2222,35	3070,56
23	336,75	733,07	2683	3752,82
24	406,89	987,3	3378,32	4772,51

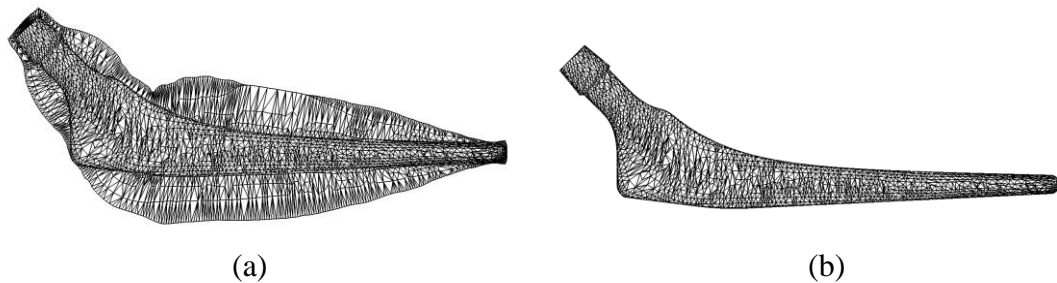
4.3 Analisis Geometri *Stem Hip Prosthesis Hasil Forging*

Data akurasi geometri di dapatkan dengan mengukur panjang hasil *forging femoral stem*, sudut CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*), dan diameter *head stem* menggunakan *software Solidworks* seperti terlihat pada gambar 4.9.

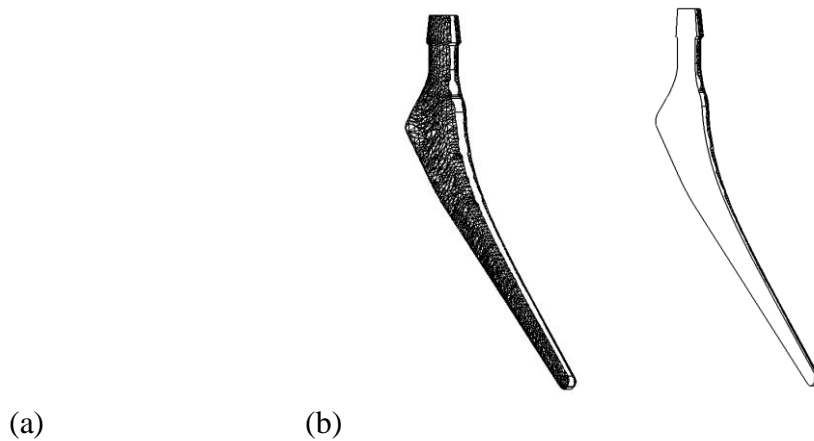


Gambar 4.9 Pengukuran akurasi geometri

Dikarenakan bentuknya yang kompleks, pengukuran luas juga digunakan untuk mengukur akurasi geometri dari hasil simulasi *forging stem hip prosthesis*. Data akurasi geometri hasil simulasi *forging* diperlukan untuk mengetahui apakah benda kerja dapat mengisi *cavity die* dan membentuk *femoral stem* sesuai dengan desain asli. Sebelum dilakukan pengukuran akurasi geometri, perlu dilakukan beberapa hal untuk mempersiapkan model 3D dari hasil *forging*. Pertama, *flash* dipisahkan dari hasil *forging* seperti gambar 4.2. Setelah *flash* dipisahkan, pengukuran panjang hasil *forging femoral stem*, sudut CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*), dan diameter *head stem* dapat dilakukan. Untuk mengukur luas, model perlu di ratakan di bagian tengah seperti gambar 4.11.

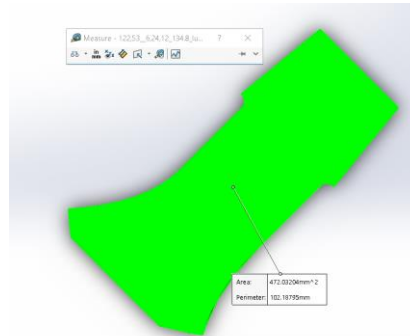


Gambar 4.10 Hasil *Forging* Sebelum (a) dan Setelah (b) dipisahkan dari *Flash*



Gambar 4.11 Hasil *Forging* Sebelum (a) dan Sesudah (b) diratakan

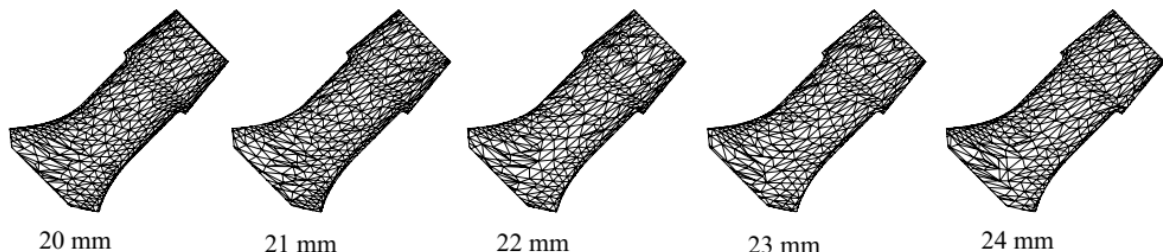
Seperti pengukuran volume *flash*, hasil *forging* juga di bagi menjadi 3 bagian seperti gambar 4.13, 4.15 dan 4.16. Tiga bagian tersebut adalah bagian atas, tengah dan bawah. Pembagian ini dilakukan agar memudahkan penulis untuk mengetahui daerah *die* yang belum terisi setelah proses *metalforming*. Setelah dibagi, pengukuran luas hasil *forging* lalu dapat dilakukan menggunakan fungsi *measure* yang tersedia pada *software* Solidworks seperti yang ditunjukkan pada gambar 4.6.



Gambar 4.12 Pengukuran Luas Menggunakan Fungsi *Measure*

Hasil pengukuran yang di dapatkan lalu di dibandingkan dengan desain asli *stem hip prosthesis* untuk mengetahui akurasi hasil geometri *forging*. Pada desain asli *femoral stem*, luas atas, tengah dan bawah diketahui bernilai 472,03, 1031,91 dan 1118,31 mm². Sedangkan untuk Panjang *femoral stem*, CCD, diameter A dan B *femoral head stem* diketahui bernilai 150 mm, 135°, 12 mm dan 14,18 mm. Setelah melakukan perbandingan antara geometri hasil simulasi *forging* dan geometri desain asli maka di dapatkan data seperti tabel 4.3, 4.4 dan 4.5.

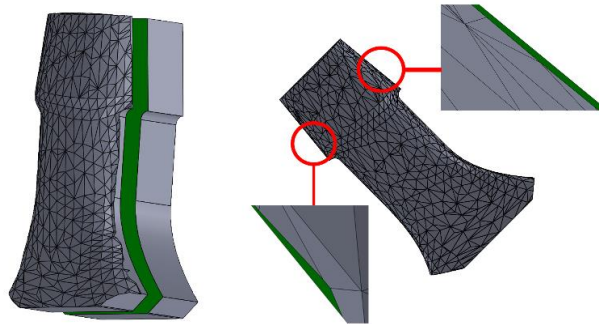
Gambar 4.13, 4.15, dan 4.16 merupakan hasil *forging stem hip prosthesis* yang telah di pisahkan *flashnya*. Pada ketiga gambar tersebut, hasil *forging* dibandingkan dengan luas dari desain asli *stem hip prosthesis* yang di tampilkan sebagai garis siluet di belakang gambar hasil *forging*.



Gambar 4.13 Hasil *forging* bagian atas setelah dipisahkan dari *flash*

Sekilas dari kasat mata, pada hasil *forging* bagian atas terlihat semua variasi tidak memiliki perbedaan bentuk dan mempunyai hasil akhir yang sama dengan desain asli *femoral stem*. Tetapi, dengan menggunakan fungsi *measure* pada Solidworks, didapatkan adanya selisih luas antara desain asli dengan benda kerja berdiameter tengah 20 mm. Dilihat dari hasil pengukuran pada tabel 4.2, selisih tersebut bernilai 0,55 mm² dan menghasilkan error akurasi luas sebesar 0,116518018 % seperti yang tercantum pada tabel 4.3. Dengan bantuan *software* Solidworks, penulis dapat menemukan daerah selisih pada hasil *forging* benda kerja bervariasi diameter tengah 20 mm. Penulis menemukan selisih luas berada pada dudukan *acetabular cup* di bagian atas *femoral stem* seperti terlihat pada gambar 4.14. Akan tetapi, walaupun terdapat selisih luas di bagian dudukan *acetabular cup*, dari hasil pengukuran diameter *head stem* di dapatkan bahwa pada hasil *forging* benda kerja bervariasi diameter tengah 20 mm memiliki

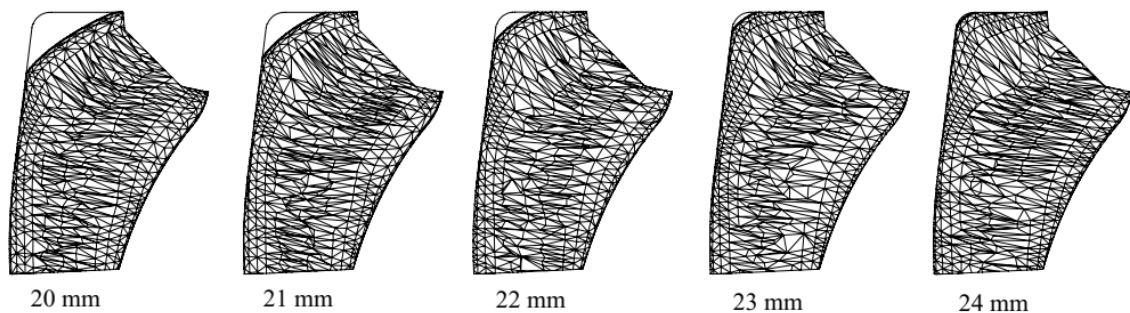
ukuran diameter *head stem* yang sama dengan desain seperti terlihat pada gambar 4.9 dan tabel 4.5.



Gambar 4.14 Daerah selisih luas pada hasil *forging* bagian atas variasi diameter tengah 20 mm

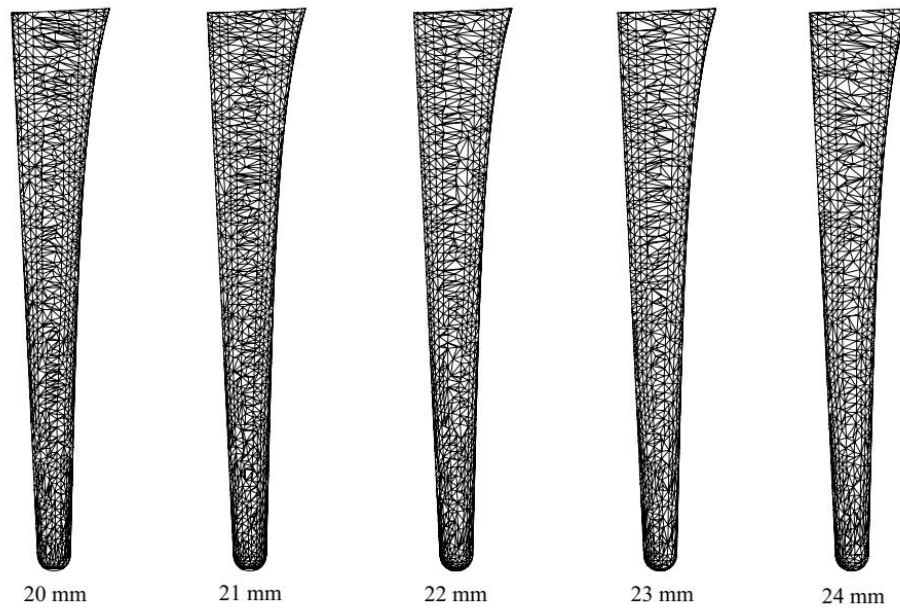
Pada hasil *forging* bagian tengah seperti pada gambar 4.15, terlihat jelas terdapat selisih luas antara benda kerja yang berdiameter tengah 23, 22, 21 dan 20 mm dengan desain asli *stem hip prosthesis*. Menggunakan fungsi *measure*, di dapatkan bahwa tidak hanya variasi 23, 22, 21 dan 20 mm saja yang memiliki selisih luas dengan desain asli *stem hip prosthesis*. Hal ini dapat dilihat pada tabel 4.3 dan tabel 4.4 dimana semua variasi, termasuk variasi 24 mm, mempunyai selisih luas hasil *forging* pada bagian tengah *femoral stem*. Dari kedua tabel tersebut didapatkan, selisih luas hasil *forging* semakin tinggi seiring dengan berkurangnya diameter tengah dari benda kerja. Selisih luas di bagian tengah *femoral stem* memiliki pengaruh terhadap panjang *femoral stem* seperti terlihat pada gambar 4.9 dan tabel 4.5 dimana variasi diameter tengah 20, 21, dan 22 memiliki selisih panjang *femoral stem* lebih dari 0,2 mm.

Pada semua hasil *forging* bagian tengah, penulis menemukan selisih luas berada pada bagian atas yang bersudut tajam pada gambar 4.15. Hal ini sesuai dengan penemuan gambar 4.6 dimana semua variasi diameter tengah benda kerja tidak membentuk *flash* pada bagian yang bersudut pada *femoral stem*.



Gambar 4.15 Hasil *forging* bagian tengah setelah dipisahkan dari *flash*

Pada hasil *forging* bagian bawah seperti pada gambar 4.16, terlihat dari kasat mata bahwa tidak terdapat selisih luas pada semua variasi benda kerja. Menggunakan fungsi *measure*, ditemukan bahwa hanya benda kerja berdiameter tengah 20 dan 21 mm saja yang memiliki selisih luas.



Gambar 4.16 Hasil *forging* bagian bawah setelah dipisahkan dari *flash*

Dari hasil pengukuran luas geometri hasil *forging*, didapatkan tabel 4.4 bagian *femoral stem* yang memiliki error paling banyak adalah luas pada bagian tengah dimana semua variasi memiliki error yang berkisar antara 5,327014953 % sampai 0,080433371%, sedangkan untuk bagian hasil *forging femoral stem* yang memiliki error paling sedikit adalah luas bagian atas dimana hanya variasi 20 mm saja yang memiliki selisih luas dengan desain asli dengan error sebesar 0,11651801821867 %.

Dari pengamatan penulis, besarnya total error luas pada bagian tengah terutama pada variasi benda kerja berdiameter 22, 21 dan 20 mm disebabkan oleh banyaknya area kosong yang harus di isi oleh benda kerja seperti yang terlihat pada gambar 4.2. Dari gambar tersebut, terlihat bahwa untuk memenuhi *cavity die* pada bagian tengah, benda kerja harus mengalir jauh keatas bila dibandingkan dengan bagian yang lain. Untuk mengatasi hal ini, ada beberapa hal yang penulis anjurkan, salah satunya adalah membesarkan ukuran diameter tengah benda kerja sehingga adanya tambahan volume untuk mengisi *cavity die*. Cara lain untuk memastikan *cavity die* pada bagian tengah *femoral stem* terisi adalah dengan menggunakan metode pelumasan yang mempunyai nilai koefisien gesek kurang dari 0,35.

Tabel 4.3 Luas hasil *forging* dari variasi diameter benda kerja

	Luas Desain Asli (mm ²)	Luas Variasi Diameter (mm ²)				
		20 mm	21 mm	22 mm	23 mm	24 mm
Luas Atas (mm ²)	472,03	471,48	471,03	471,03	471,03	471,03
Luas Tengah (mm ²)	1031,91	976,94	1004,82	1021,04	1029,13	1031,08
Luas Bawah (mm ²)	1118,31	1117,05	1117,48	1118,31	1118,31	1118,31

Tabel 4.4 Error hasil *forging* dari variasi diameter benda kerja

Diameter Tengah (mm)	Error Luas Atas (%)	Error Luas Tengah (%)	Error Luas Bawah (%)
20	0,116518018	5,327014953	0,112670011

21	0	2,625228944	0,074219134
22	0	1,053386439	0
23	0	0,269403339	0
24	0	0,080433371	0

Tabel 4.5 Hasil pengukuran panjang hasil *forging femoral stem*, sudut CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*), dan diameter *head stem*

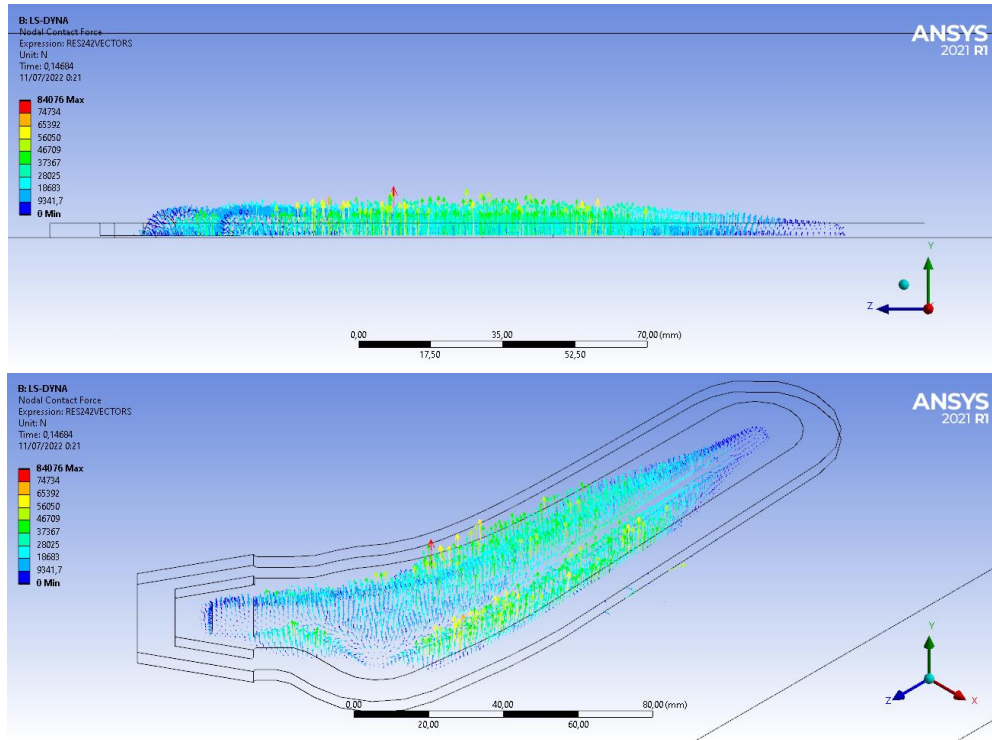
Variasi Benda Kerja	Parameter Pemanding	Dimensi Sebenarnya	Hasil Simulasi	Error (%)
20	Panjang <i>Femoral Stem</i> (mm)	150	144,14	3,906667
	CCD (°)	135	135	0
	Diameter A (mm)	12	12	0
	Diameter B (mm)	14,18	14,18	0
21	Panjang <i>Femoral Stem</i> (mm)	150	146,62	2,253333
	CCD (°)	135	135	0
	Diameter A (mm)	12	12	0
	Diameter B (mm)	14,18	14,18	0
22	Panjang <i>Femoral Stem</i> (mm)	150	148,94	0,706667
	CCD (°)	135	135	0
	Diameter A (mm)	12	12	0
	Diameter B (mm)	14,18	14,18	0
23	Panjang <i>Femoral Stem</i> (mm)	150	149,99	0,006667
	CCD (°)	135	135	0
	Diameter A (mm)	12	12	0
	Diameter B (mm)	14,18	14,18	0
24	Panjang <i>Femoral Stem</i> (mm)	150	149,99	0,006667
	CCD (°)	135	135	0
	Diameter A (mm)	12	12	0
	Diameter B (mm)	14,18	14,18	0

Dari hasil pengukuran panjang panjang hasil *forging femoral stem*, sudut CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*), dan diameter *head stem* pada tabel 4.5 didapatkan bahwa semua variasi benda kerja memiliki ukuran diameter *head stem* dan CCD yang sama dengan desain *femoral stem*. Sedangkan untuk panjang *femoral stem*, hanya hasil *forging* benda kerja variasi 24 dan 23 mm saja yang memiliki selisih ukuran dalam toleransi 0,2 mm. berkurangnya panjang *femoral stem* hasil *forging* variasi benda kerja bediameter tengah 22, 21 dan 20 disebabkan oleh tidak terisinya *cavity die* pada bagian tengah *femoral stem* seperti terlihat pada gambar 4.15 dan 4.9.

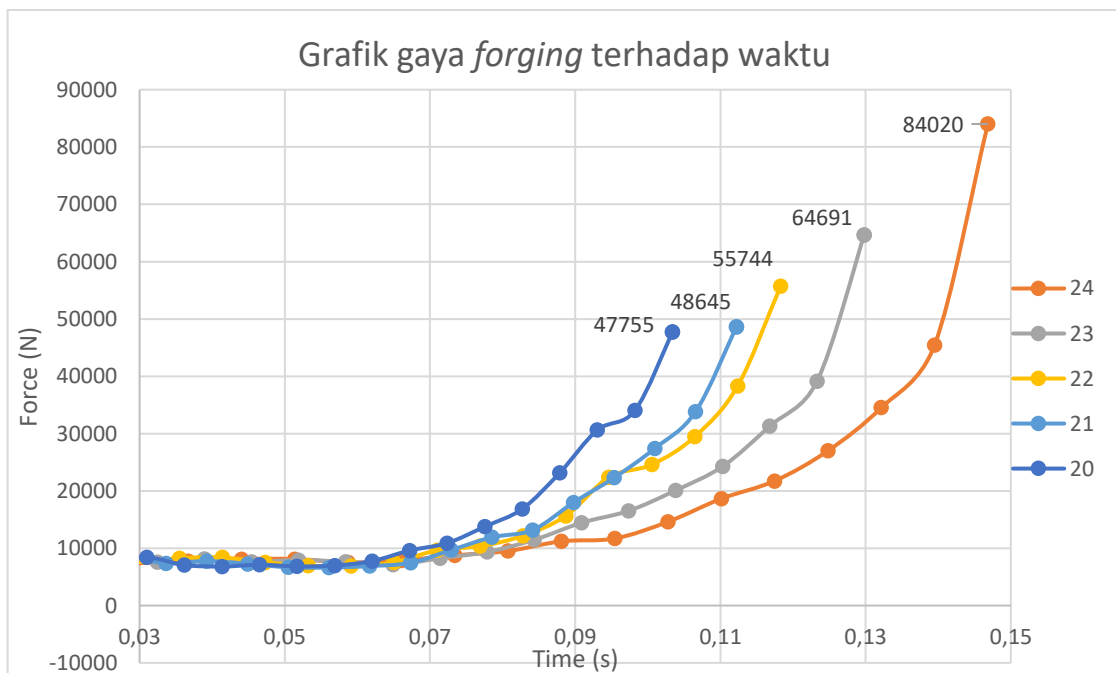
4.4 Analisis Gaya yang Dibutuhkan dalam Proses *Forging*

Untuk menghasilkan hasil produk *forging* yang diinginkan, perlu diketahui gaya yang dibutuhkan untuk membentuk benda kerja. Pada penelitian ini, gaya *forging* didapatkan dari hasil *forging femoral stem* dengan variasi diameter tengah benda kerja 20, 21, 22, 23 dan 24

mm pada koefisien gesek dan kecepatan *punch* yang sama. Untuk mendapatkan gaya *forging* yang dibutuhkan, penulis menggunakan *software* mechanical modeler dari Ansys dengan fungsi *nodal contact force* yang di tempatkan pada die atas atau *punch* seperti pada gambar 4.17. Dari fungsi tersebut, didapatkan arah dan besaran gaya yang dialami pada permukaan *punch* selama proses *forging* berlangsung. Data tersebut lalu digunakan untuk membuat grafik seperti terlihat pada gambar 4.18.



Gambar 4.17 Penggunaan fungsi *nodal contact force* pada *punch*

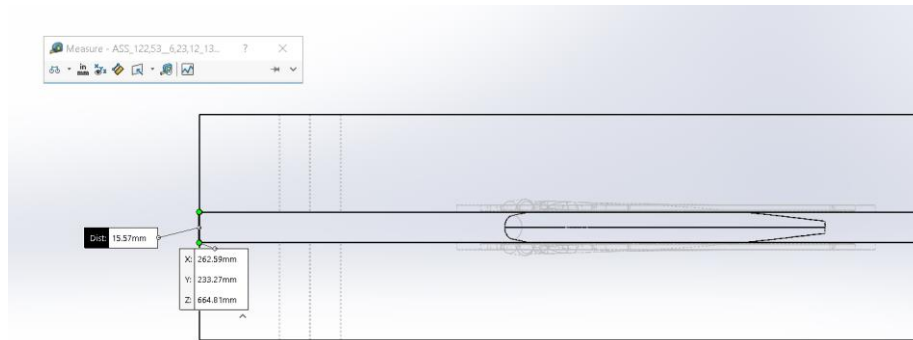


Gambar 4.18 Grafik gaya *forging* terhadap waktu

Grafik gaya *forging* terhadap waktu pada gambar 4.18 menjelaskan kurva gaya maksimal pada satu *body femoral stem* terhadap waktu. Grafik tersebut menunjukkan bahwa gaya *forging* yang dibutuhkan semakin besar seiring dengan waktu yang berlalu sampai *die* dan *punch* tertutup rapat. Pada grafik terlihat bahwa setiap garis memiliki waktu akhir yang berbeda, hal ini dikarenakan jarak antara *punch* dan *die* yang berbeda untuk setiap variasi diameter benda kerja seperti yang ditunjukkan pada tabel 4.6 dan gambar 4.19.

Tabel 4.6 Jarak antar *die* bawah dan *punch* setiap variasi diameter

Variasi Diameter (mm)	Jarak antara <i>die</i> bawah dan <i>punch</i> (mm)
20	12,41
21	13,46
22	14,19
23	15,57
24	17,62

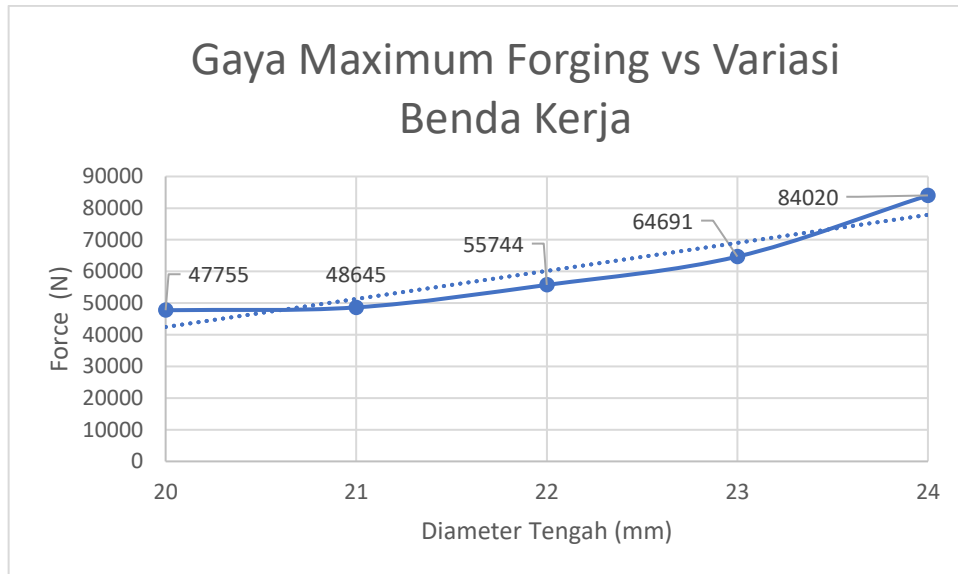


Gambar 4.19 Jarak antar die bawah dan *punch* pada benda kerja berdiameter 23 mm

Perbedaan ini sengaja dilakukan saat pembuatan susunan 3D model *die* bawah, *punch* dan benda kerja agar proses *metal forming* dapat berlangsung saat simulasi dijalankan sehingga dapat mengurangi waktu simulasi. Dengan kecepatan yang sama, waktu *forging* akan semakin cepat seiring dengan mengecilnya variasi diameter tengah pada benda kerja.

Tabel 4.7 Gaya maximum *forging* setiap variasi diameter benda kerja

Variasi Diameter (mm)	Gaya <i>Forging</i> Maximum (KN)
20	47,76
21	48,65
22	55,75
23	64,7
24	84,02

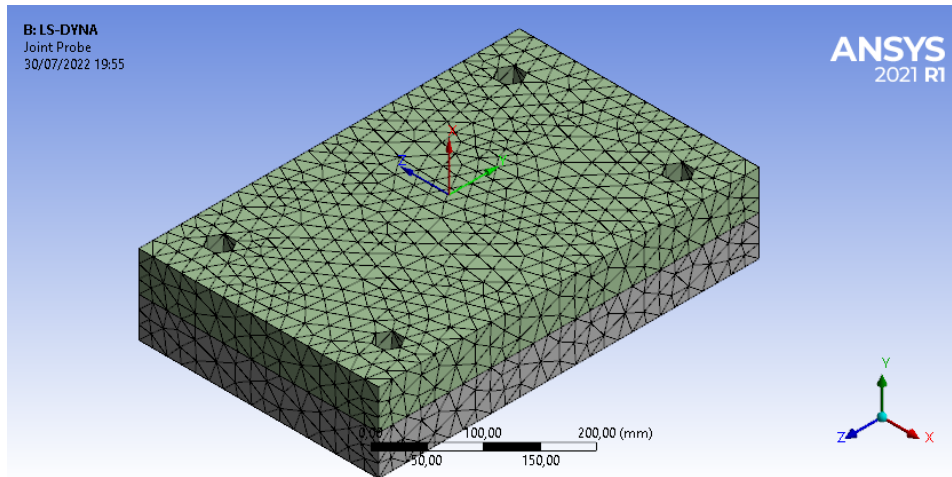


Gambar 4.20 Grafik gaya yang dibutuhkan terhadap variasi diameter tengah benda kerja

Dari tabel 4.7 dan grafik pada gambar 4.20 di dapatkan bahwa seiring dengan bertambahnya diameter tengah benda kerja, gaya *forging* yang di perlukan akan semakin tinggi. Kebutuhan gaya *forging* paling besar terdapat pada benda kerja dengan variasi diameter 24 mm yang bernilai 84,02 KN, sedangkan gaya maximum paling kecil terdapat pada benda kerja dengan variasi diameter tengah 20 mm yang bernilai 47,76 KN. Dari pembahasan diatas dapat disimpulkan bahwa besar diameter tengah benda kerja memiliki peran dalam menentukan gaya *forging* yang dibutuhkan selama proses permesinan. semakin besar diameter tengah benda kerja yang digunakan, maka gaya *forging* yang dibutuhkan untuk melakukan pembentukan semakin besar.

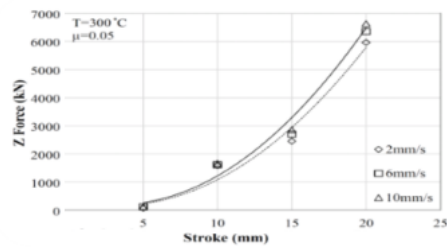
4.5 Validasi Simulasi *Hot Forging* ANSYS LS Dyna

Validasi dilakukan untuk mengetahui keakuratan simulasi yang digunakan pada penelitian ini. Validasi dilakukan dengan cara membandingkan gaya total maximum pada penelitian serupa yang menghasilkan data grafik berupa pengaruh perpindahan *upper die* terhadap gaya. Data gaya yang diambil pada penelitian ini merupakan data yang berasal dari *joint probe* yang diletakan pada *upper die* dalam *software* simulasi seperti yang terlihat pada gambar 4.21. Gaya total pada penelitian ini akan dibandingkan dengan penelitian Hojjat Ghahramanzadeh Asl, dkk.(2015).

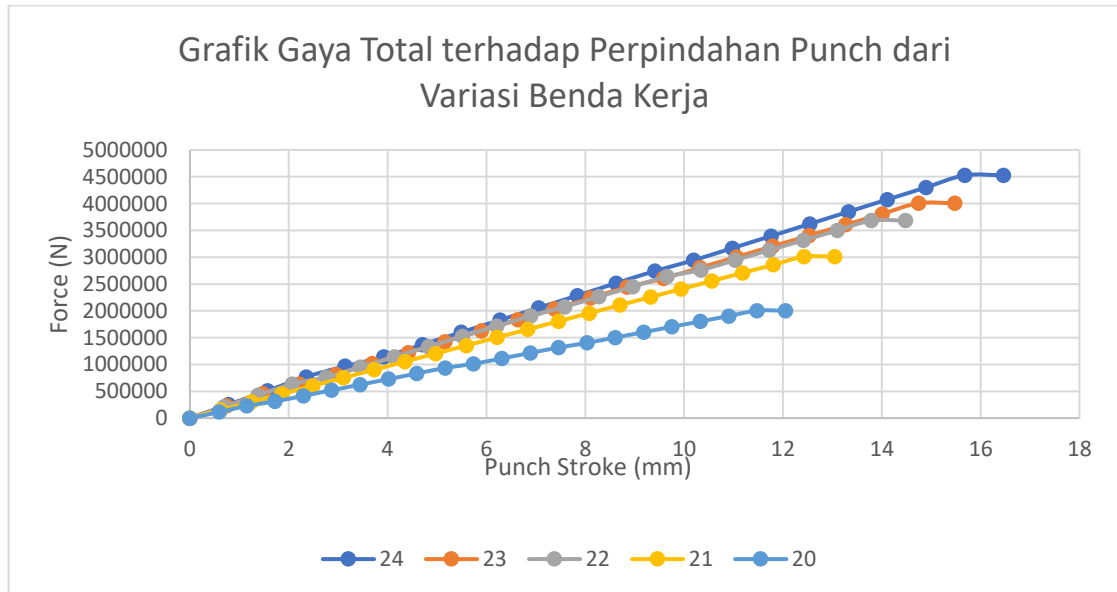


Gambar 4.21 *Joint Probe* pada *Upper Die*

Dari penelitian yang di lakukan oleh Hojjat Ghahramanzadeh Asl, dkk.(2015) yang berjudul “ANALYSIS OF HIP PROSTHESIS PRODUCTION WITH FORGING USING THE FINITE ELEMENT METHOD” didapatkan gaya total optimum *forging* sebesar 6350kN pada material Ti6Al4V dengan suhu 300°C seperti terlihat pada gambar 4.17. Dari grafik tersebut dapat terlihat bahwa gaya total *forging* memiliki trendline yang naik seiring dengan perpindahan *die* atas yang membentuk *workpiece*. Sama seperti grafik gambar 4.17, grafik gaya total terhadap perpindahan punch dari variasi benda kerja pada gambar 4.18 juga menunjukkan trendline yang naik seiring dengan perpindahan die atas. Pada gambar grafik 4.18, seluruh variasi benda kerja gaya total yang di dapatkan memiliki gaya total yang nilainya lebih kecil dibandingkan dengan penelitian yang dilakukan oleh Hojjat Ghahramanzadeh Asl, dkk.(2015). Pada penelitian ini, gaya terbesar dimiliki oleh variasi benda kerja berdiameter 24 mm yang memiliki nilai 4528kN. Kecilnya gaya total yang didapatkan disebabkan oleh suhu material Ti6Al4V yang dipakai pada proses *forging* dimana penelitian ini menggunakan suhu Ti6Al4V bernilai 995°C, sedangkan penelitian yang dilakukan oleh Hojjat Ghahramanzadeh Asl, dkk.(2015) menggunakan suhu 300°C. Berdasarkan teori, gaya total *forging* yang di butuhkan akan mengecil bila suhu benda kerja semakin tinggi.



Gambar 4.22 Grafik gaya total *forging* terhadap perpindahan punch pada material Ti6Al4V suhu 300°C (Ghahramanzadeh et al., 2015)



Gambar 4.23 Grafik gaya total *forging* terhadap perpindahan punch pada material Ti6Al4V suhu 995°C

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang penulis ambil dari penelitian kali ini sebagai berikut:

1. Dari hasil akurasi geometri proses *forging femoral stem*, di dapatkan variasi diameter tengah benda kerja yang memiliki geometri hasil *forging* paling akurat adalah variasi benda kerja dengan diameter tengah 24 mm yang memiliki total selisih luas permukaan sebesar 0,83 mm². Pada hasil *forging* variasi 24 mm juga di dapatkan ukuran CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*) dan diameter *head stem* yang sama dengan desain *femoral stem*. Variasi tersebut juga memiliki panjang *femoral stem* yang hampir sama dengan desain asli *femoral stem* dengan besar selisih kurang dari toleransi 0,2 mm. Pada penelitian ini juga ditemukan bahwa ukuran diameter tengah benda kerja memiliki peran yang signifikan terhadap akurasi geometri yang dihasilkan. Untuk meningkatkan akurasi geometri hasil *forging* dapat dilakukan dengan mengubah desain benda kerja supaya lebih maksimal. Peningkatan akurasi juga dapat dilakukan dengan menggunakan metode pelubrikan yang memiliki nilai koefisien yang kecil.

2. Dari hasil simulasi *forging stem hip prosthesis*, didapatkan variasi diameter tengah benda kerja yang menghasilkan *flash* pada hasil *forging* paling minimum adalah benda kerja berdiameter tengah 20 mm dengan volume *flash* total sebesar 1854,47 mm³.

3. Berdasarkan hasil simulasi, didapatkan bahwa ukuran diameter tengah benda kerja memiliki peran terhadap gaya *forging* yang dibutuhkan dalam proses pembentukan *femoral stem*. Semakin besar ukuran diameter tengah yang digunakan maka semakin besar pula gaya yang dibutuhkan untuk melakukan pembentukan. Dalam penelitian kali ini gaya *forging* minimum yang diperoleh adalah sebesar 47,76 KN yaitu pada benda kerja berdiameter tengah 20 mm.

4. Dari hasil simulasi *forging*, penulis menyimpulkan bahwa hanya ada 2 variasi diameter tengah benda kerja yang dapat dijadikan produk akhir berupa *femoral stem*. Variasi tersebut adalah benda kerja dengan diameter tengah 23 dan 24 yang hasil *forging* nya memiliki ukuran CCD (*centrum-collum-diaphysis angles*) dan diameter *head stem* yang sama dengan desain *femoral stem*. Kedua variasi tersebut juga memiliki panjang *femoral stem* yang hampir sama dengan desain asli *femoral stem* dengan besar selisih kurang dari toleransi 0,2 mm.

5. Dari simulasi yang dilakukan, penulis menyimpulkan bahwa terdapat beberapa hal yang perlu dilakukan dalam menggunakan *software ANSYS LS-Dyna* untuk mensimulasi proses *hot forging femoral stem hip prosthesis*. Hal pertama yang perlu dilakukan adalah mengumpulkan *engineering data* yang lengkap untuk material *die* dan *workpiece*. *Engineering data* tersebut harus berisikan data plastis seperti Johnson Cook Model dan Gruneisen Coefficient dan data plastis material seperti Poisson's Ratio dan Young's Modulus. Kedua data tersebut harus disesuaikan dengan suhu *forging* yang akan disimulasikan. Selanjutnya, perlu dipastikan parameter seperti kecepatan *punch* sesuai dengan mesin *forging* yang akan disimulasikan. Untuk mengetahui kecepatan *punch* terhadap waktu *forging*, dapat digunakan fungsi *deformation velocity*. Bila hasil geometri *forging* tidak mendekati ukuran geometri yang diharapkan dan menghasilkan angka-angka yang tidak optimal, maka *meshing* perlu dkecilkan. Metode lain untuk memastikan hasil simulasi optimal adalah dengan melakukan uji konvergensi dengan *meshing* yang semakin kecil. Perlu di catat bahwa hasil uji konvergensi *mesh* harus dilakukan pada titik yang sama untuk mendapatkan hasil yang konsisten. Hal ini

dapat dilakukan dengan melihat max equivalent stress menggunakan *probe* maupun *scoping* berupa *path* pada model yang akan disimulasikan. Langkah terakhir untuk memastikan simulasi tidak gagal adalah dengan mengurangi *time step safety factor* agar tidak terjadi pelanggaran *boundary condition* pada model 3D yang disimulasikan.

5.2 Saran

Adapun hal-hal yang menjadi saran penulis untuk kedepannya sebagai berikut:

1. Perlu adanya eksperimen sebagai suatu validasi sehingga pemodelan yang dilakukan dapat lebih sesuai dengan kenyataan yang ada. Eksperimen yang dapat dilakukan dapat menggunakan metode seperti *ring compression test* dimana sebuah cincin logam dengan material yang sama dengan benda kerja yang akan digunakan, di tempa di antara dua die sehingga ketebalannya berubah. Dari hasil eksperimen tersebut, geometri specimen hasil tempaan dapat di bandingkan dengan simulasi yang dilakukan sehingga dapat di validasi.
2. Perlunya pembandingan dengan penggunaan perangkat lain selain ANSYS, seperti ABAQUS, DEFORM, ataupun MSC.Superforge, dll
3. Untuk meningkatkan akurasi geometri produk yang dihasilkan, desain benda kerja perlu diperbaiki. Tidak hanya itu, proses penempaan juga dapat dibagi menjadi beberapa tahapan menggunakan 2 atau 3 cetakan yang berbeda. Pembagian dalam tahapan penempaan tersebut diharapkan dapat mengisi dan meningkatkan kekuatan pada bagian-bagian produk hasil tempaan.
4. Variasi benda kerja seperti diameter atas, diameter tengah, panjang total dan sudut bisa digunakan supaya perbedaan antar variasi dapat lebih terlihat.
6. Penambahan pelumas yang memiliki koefisien gesek lebih kecil dari 0.35 dalam parameter penelitian juga dapat dipertimbangkan.
7. Pemahaman tentang mesh, contact, dan input pada ANSYS perlu ditingkatkan supaya dapat meminimalkan distorsi yang terjadi dan meningkatkan akurasi hasil.

DAFTAR PUSTAKA

- Ahmed, Y. M., Sahari, K. S. M., Ishak, M., Khidhir, B. A., International Journal of Science, Research (IJSR), & ijsr. (n.d.). *Abstract of titanium and its alloy*. International Journal of Science and Research (IJSR). Retrieved July 27, 2022, from https://www.ijsr.net/get_abstract.php?paper_id=OCT14171
- Altan, T., Ngaile, G., & Shen, G. (Eds.). (2005). *Cold and hot forging: Fundamentals and applications*. ASM International.
- Black, J., & Hastings, G. (1998). *Handbook of Biomaterial Properties* (Jonathan Black & G. W. Hastings, Eds.; 1998th ed.). Chapman and Hall.
- Caporalli, Â., Gileno, L. A., & Button, S. T. (1998). Expert system for hot forging design. *Journal of Materials Processing Technology*, 80–81, 131–135. [https://doi.org/10.1016/s0924-0136\(98\)00182-4](https://doi.org/10.1016/s0924-0136(98)00182-4)
- Chen, G., Ren, C., Yu, W., Yang, X., & Zhang, L. (2012). Application of genetic algorithms for optimizing the Johnson–Cook constitutive model parameters when simulating the titanium alloy Ti-6Al-4V machining process. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, 226(8), 1287–1297. <https://doi.org/10.1177/0954405412447735>
- 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.mser.2014.10.001>

- Cook, R. D., Suryoatmono, B., Surjaman, T., University of Wisconsin--Madison. Department of Engineering Mechanics., & Universitas Katolik Parahyangan. Fakultas Teknik. Jurusan Sipil. (1990). *Konsep dan aplikasi metode elemen hingga* (Cet. 1.). PT Eresco.
- Finite element mesh refinement definition and techniques*. (n.d.). Comsol.com. Retrieved July 27, 2022, from <https://www.comsol.com/multiphysics/mesh-refinement>
- 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>
- Hama, S. (2018). *Theory of Plasticity*.
https://www.researchgate.net/publication/329680368_Theory_of_Plasticity
- Hashmi, S. (2014). Front Matter of Volume 2. In *Comprehensive Materials Processing* (p. iii). Elsevier.
- International Textbook Company., & International Correspondence Schools. (1901). *Machine molding ; Foundry appliances ; Malleable casting ; Brass founding ; Blacksmith-shop equipment ; Iron forging ; Tool dressing ; Hardening and tempering ; Treatment of low-carbon steel ; Hammer work ; Machine forging ; Special forging operations*. International textbook.
- Introduction to Finite Elements in Engineering*. (2015). Pearson Education.
- J Soeroso, H Isbagio, H Kalim, R Broto, R Pramudiyo (Ed.). (2006). *Buku Ajar Ilmu Penyakit Dalam Jilid II Edisi IV*. Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia.

Journal of Materials Processing Technology. (n.d.). Sciencedirect.com. Retrieved July 27, 2022, from <https://www.sciencedirect.com/journal/journal-of-materials-processing-technology/vol/94/issue/1>

Law, A.m. and Kelton, W.d. (1991) *Simulation Modelling and Analysis*. 2nd Edition, McGraw-Hill, New York. - references - scientific research publishing. (n.d.). Scirp.org. Retrieved July 27, 2022, from [https://www.scirp.org/\(S\(351jmbntvnsjt1aadkposzje\)\)/reference/ReferencesPapers.aspx?ReferenceID=1744546](https://www.scirp.org/(S(351jmbntvnsjt1aadkposzje))/reference/ReferencesPapers.aspx?ReferenceID=1744546)

Leyens, C., & Peters, M. (Eds.). (2003). *Titanium and titanium alloys: Fundamentals and applications*. Wiley.

Li, P. W., & Yu, S. J. (1994). *Advances in Metal Forming*. China machine press.

Litjering, G., & Williams, J. C. (2007). *Titanium*, 2nd ed. Springer-Verlag.

Lin, D. A. Y. (Ed.). (2014). *Hot Forging*. Harbin Institute of Technology.

Logan, D. L. (n.d.). *A first course in the finite element method fourth edition*. Kntu.Ac.Ir. Retrieved July 27, 2022, from https://kntu.ac.ir/DorsaPax/userfiles/file/Mechanical/OstadFile/dr_nakhodchi/DarylL.LoganAFirstCourse.pdf

Long, M., & Rack, H. (1998). Titanium Alloys in Total Joint Replacement-A Materials Science Perspective. *Biomaterials*, 19, 1621–1639.

M Zhan, Z Sun, and H Yang (Ed.). (2014). *Modeling of Hot Forging*. Northwestern Polytechnical University.

- Mandelbaum, B., & Waddell, D. (2005). Etiology and pathophysiology of osteoarthritis. *Orthopedics*, 28(2 Suppl), s207-14. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-20050202-05>
- Marciniak, Z. (2002). *Mechanics of sheet metal forming* (J. Hu, Z. Marciniak, & J. Duncan, Eds.; 2nd ed.). Butterworth-Heinemann.
- Mendelson, A. (1983). *Plasticity: Theory and Application* (2nd ed.). Krieger Publishing Company.
- Mishra, A. K., Chalise, P., & Singh, R. P. (n.d.). *The proximal femur -a second look at rational of implant design*. Nmcth.edu. Retrieved July 27, 2022, from https://www.nmcth.edu/images/gallery/Editorial/LD0iZak_mishra.pdf
- Özkor, M. (2011). *SIMUFACT presentation*. <http://www.ex-en.com.tr>
- Park, J. B., & Lakes, R. S. (2007). *Biomaterials: An Introduction*. Springer.
- Pratama, M. G. R. (Ed.). (2020). *Simulasi Pembuatan Femoral Stem Hip Arthtoplasty dengan Metode Hot Forging*. Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Rajagopal, N. (2014). *Development of Guidelines for Warm Forging of Steels*. Ohio State University.
- Reynolds, L. A., & Tansey, E. M. (Eds.). (n.d.). *Early development of total hip replacement: the transcript of a Witness Seminar held by the Wellcome Trust Centre for the History of Medicine at UCL, London, on 14 March 2006* (Vol. 29). Wellcome Trust Centre for the History of Medicine at UCL.

- 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, F. L., Singer, Pytel, A., & Sebayang, D. (penerjemah). (n.d.). *Ilmu kekuatan bahan*. Perpusnas.Go.Id. Retrieved July 27, 2022, from
<http://pustaka.kemenpanrb.perpusnas.go.id/opac/detail-opac?id=898>
- Sluzalec, A. (2014). *Theory of metal forming plasticity*. Springer.
- Soranansri, P., Rojhirunsakool, T., Nithipratheep, N., Ngaouwnthong, C., Boonpradit, K., Treevisootand, C., Srithong, W., Chuchuy, P., & Sirivedin, K. (2021). Hot forging process design and initial billet size optimization for manufacturing of the Talar body prosthesis by Finite Element Modeling. *Applied Science and Engineering Progress*.
<https://doi.org/10.14416/j.asep.2021.01.002>
- W. Nicholson, J. (2020). Titanium alloys for dental implants: A review. *Prosthesis*, 2(2), 100–116. <https://doi.org/10.3390/prosthesis2020011>
- Yang, H., Zhan, M., Liu, Y. L., Xian, F. J., Sun, Z. C., Lin, Y., & Zhang, X. G. (2004). Some advanced plastic processing technologies and their numerical simulation. *Journal of Materials Processing Technology*, 151(1–3), 63–69.
<https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2004.04.015>
- Zhu, Y., Zeng, W., Ma, X., Tai, Q., Li, Z., & Li, X. (2011). Determination of the friction factor of Ti-6Al-4V titanium alloy in hot forging by means of ring-compression test using FEM. *Tribology International*, 44(12), 2074–2080.
<https://doi.org/10.1016/j.triboint.2011.07.001>

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di kota Bekasi pada tanggal 21 Februari 2000. Penulis merupakan anak pertama dari dua bersaudara. Penulis telah menempuh pendidikan formal di TK Fitria (2004-2006), kemudian dilanjutkan dengan SD Cipinang Melayu 04 Pagi (2006-2012). Penulis melanjutkan jenjang pendidikan menengah pertama di SMP 199 Jakarta Timur (2012-2015). Penulis melanjutkan jenjang pendidikan menengah atas di SMAN 74 Jakarta Selatan (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 anggota

tim mobil listrik ANARGYA (2020 – 2021), dan lab Metrologi Industri. 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 omar.fadhillaa@gmail.com.