

**Studi Numerik Bantalan Implan Sendi Pinggul dengan Material
UHMWPE terhadap *Ti6Al4V* Berdasarkan Indeks Massa Tubuh
Orang Indonesia**

***Numerical Study of Hip Joint Implant with UHMWPE to Ti6Al4V
Materials Based on Indonesian Body Mass Index***

SKRIPSI

Oleh:

**Nama: Restu Fauzan Khoerullah
NPM: 213030049**



**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK UNIVERSITAS PASUNDAN
BANDUNG
2025**

SURAT PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini,

N a m a : Restu Fauzan Khoerullah

Nomor Pokok Mahasiswa : 213030049

Program Studi : Teknik Mesin FT UNPAS

Dengan ini menyatakan bahwa:

1. Dalam laporan skripsi yang saya kerjakan ini tidak terdapat karya yang pernah diajukan/ditulis oleh orang lain untuk memperoleh gelar dari suatu perguruan tinggi,
2. Sepanjang pengetahuan saya, tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis dan diterbitkan oleh orang lain kecuali yang secara tertulis diacu/dikutip/disitasi dalam naskah ini dan disebutkan dalam referensi,
3. Naskah laporan skripsi yang ditulis bukan dilakukan secara *copy paste* dari karya orang lain dan mengganti beberapa kata yang tidak perlu.
4. Naskah laporan skripsi bukan hasil plagiarisme.

Apabila dikemudian hari terbukti bahwa pernyataan ini tidak benar maka saya sanggup menerima hukuman/sanksi apapun sesuai peraturan yang berlaku.

Bandung, 14 Mei 2025

Penulis,

Materai 10.000

Restu Fauzan Khoerullah

SURAT PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan di bawah ini, sebagai sivitas akademik Universitas Pasundan, saya:

N a m a: Restu Fauzan Khoerullah

NPM: 213030049

Program Studi: Teknik Mesin FT UNPAS

Jenis Karya: Skripsi

Menyatakan bahwa sebagai pengembangan ilmu pengetahuan dan teknologi, saya menyetujui memberikan kepada Universitas Pasundan Hak Bebas Royalti Noneksklusif atas karya ilmiah saya yang berjudul:

Studi Numerik Bantalan Implan Sendi Pinggul dengan Material *UHMWPE* terhadap *Ti6Al4V* Berdasarkan Indeks Massa Tubuh Orang Indonesia

Beserta perangkat yang ada (jika ada). Dengan Hak Bebas Royalti Noneksklusif ini Universitas Pasundan berhak menyimpan, mengalihmedia/formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (database), merawat, dan mempublikasikan skripsi saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai Penulis/pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Bandung, 14 Mei 2025

Yang menyatakan,

Materai 10.000

Restu Fauzan Khoerullah

LEMBAR PENGESAHAN PEMBIMBING

Studi Numerik Bantalan Implan Sendi Pinggul dengan Material *UHMWPE* terhadap *Ti6Al4V* Berdasarkan Indeks Massa Tubuh Orang Indonesia



Nama: Restu Fauzan Khoerullah
NPM: 213030049

Pembimbing Utama



Dr. Ir. Sugiharto, M.T.

Pembimbing Pendamping



Dr. Ir. Muki Satya Permana, M.T.

LEMBAR PENGESAHAN PENGUJI

Studi Numerik Bantalan Implan Sendi Pinggul dengan Material *UHMWPE* terhadap *Ti6Al4V* Berdasarkan Indeks Massa Tubuh Orang Indonesia



Nama: Restu Fauzan Khoerullah
NPM: 213030049

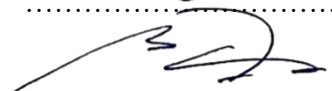
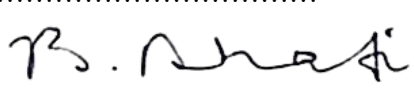
Tanggal sidang skripsi: 23 Juni 2025

Ketua : Dr. Ir. Sugiharto, M.T.

Sekretaris : Dr. Ir. Muki Satya Permana, M.T.

Anggota : Dr. Ir. Bambang Ariantara, M.T.

Anggota : Dr. Ir. Gatot Santoso, M.T.


.....

.....

.....

.....

KATA PENGANTAR

Dengan mengucapkan puji dan syukur atas kehadiran Allah SWT yang senantiasa memberikan karunia, rahmat, serta hidayah-Nya sehingga Penulis dapat menyelesaikan laporan skripsi ini dengan baik. Shalawat serta salam tercurahkan kepada Nabi Muhammad SAW, beserta keluarga, para sahabat, dan para pengikutnya hingga akhir zaman.

Penulis tidak lupa menyampaikan terima kasih sebesar besarnya kepada:

1. Orang Tua yang selalu memberikan dukungan serta do'a kepada Penulis dalam melakukan setiap proses dalam penyusunan laporan skripsi ini.
2. Bapak Dr. Ir. Sugiharto, M.T., sebagai Ketua Program Studi Teknik Mesin dan pembimbing utama yang telah memberikan bimbingan dan arahan selama proses penelitian ini.
3. Bapak Dr. Ir. Muki Satya Permana, M.T., sebagai dosen pembimbing pendamping atas bantuan dan bimbingan yang telah diberikan.
4. Intan Yulianti selaku kekasih yang sudah memberikan semangat kepada Penulis dalam menyusun laporan skripsi ini.
5. Seluruh teman-teman Teknik Mesin Angkatan 2021 terutama Fauzan Akbar dan Tiara Putri Maulana yang telah membantu Penulis pada penelitian dan penyusunan laporan skripsi.

Akhir kata, semoga laporan skripsi ini dapat bermanfaat dan memberikan sumbangsih pemikiran untuk perkembangan pengetahuan bagi Penulis dan pembacanya.

Bandung, 14 Mei 2025

Penulis,

Restu Fauzan Khoerullah

DAFTAR ISI

SURAT PERNYATAAN	I
SURAT PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI	II
LEMBAR PENGESAHAN PEMBIMBING	III
LEMBAR PENGESAHAN PENGUJI.....	IV
KATA PENGANTAR.....	V
DAFTAR ISI.....	VI
DAFTAR GAMBAR.....	IX
DAFTAR TABEL	X
ABSTRAK	XI
ABSTRACT	XII
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1. Latar belakang	1
2. Rumusan masalah.....	2
3. Tujuan.....	2
4. Lingkup penelitian.....	2
5. Sistematika penulisan	3
BAB II STUDI LITERATUR	4
1. Kerangka tubuh manusia	4
2. Sendi pinggul.....	5
3. Penempatan implan pada sendi pinggul	6
4. Pendefinisian gaya sendi pinggul	7
A. Arah gaya pada sendi pinggul	7

B.	Siklus berjalan dalam kondisi normal	8
C.	Pendefinisian gaya sendi pinggul	8
D.	Model geometri	9
E.	Pembebanan berdasarkan indeks massa tubuh	10
F.	<i>Gait loading</i>	12
5.	Material	12
A.	<i>UHMWPE</i>	12
B.	<i>SS316L (Stainless Steel 316L)</i>	13
C.	<i>CoCrMo</i>	13
D.	<i>Ti6Al4V</i>	13
6.	Pemodelan elemen hingga	14
BAB III METODOLOGI		15
1.	Alur penelitian	15
A.	Pemodelan geometri	15
B.	Pendefinisian material	16
C.	Pembebanan	16
D.	<i>Meshing</i>	16
E.	<i>Running</i>	16
F.	Konvergensi	16
G.	Hasil simulasi komputasi	16
H.	Pengolahan data dan analisis	16
2.	Pengujian yang dilakukan	17
A.	Pemodelan geometri	17
B.	Pembebanan	18
C.	<i>Meshing</i>	20
3.	Peralatan yang digunakan	21
4.	Pengujian yang dilakukan	21

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	22
1. <i>Materials properties</i>	22
2. Konvergensi.....	23
3. Hasil simulasi	24
A. Tegangan.....	26
B. <i>Contact pressure</i>	27
C. <i>Displacement</i>	28
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	29
1. Kesimpulan.....	29
2. Saran	29
DAFTAR PUSTAKA	30
LAMPIRAN.....	34

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Kerangka tubuh manusia [7]	4
Gambar 2. Sendi pinggul [7].....	5
Gambar 3. Penempatan sendi pinggul [12]	6
Gambar 4. Arah gerak pada sendi pinggul [13]	7
Gambar 5. Siklus orang berjalan [14]	8
Gambar 8. Gaya pada sendi pinggul [12]	8
Gambar 9. Model geometri implan sendi pinggul 2D [3].....	9
Gambar 10. Model geometri implant sendi pinggul 3D	9
Gambar 11. Hubungan indeks massa tubuh dengan resultan gaya yang dihasilkan [14] .	10
Gambar 12. <i>Gait loading</i> [12].....	12
Gambar 13. Diagram alur penelitian.....	15
Gambar 14. Pemodelan geometri.....	17
Gambar 15. <i>Axys simetri</i>	18
Gambar 16. DBB orang berjalan.....	18
Gambar 17. Struktur implan pada tulang	19
Gambar 18. Model pembebanan	19
Gambar 19. Pembebanan	20
Gambar 20. <i>Meshing</i>	20
Gambar 21. Konvergensi	23
Gambar 22. Grafik tegangan.....	26
Gambar 23. Grafik <i>contact pressure</i>	27
Gambar 24. Grafik <i>displacement</i>	28

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Alat yang digunakan	21
Tabel 2. <i>Material properties</i> [3], [29].....	22
Tabel 3. Data mekanis material [30], [31], [32].....	22
Tabel 4. Hasil simulasi 2D.....	24
Tabel 5. Perbandingan hasil simulasi 2D [3].	25
Tabel 6. Hasil simulasi 3D.....	26
Tabel 7. Data hasil simulasi 2D	34
Tabel 8. Data hasil simulasi 3D	34

ABSTRAK

Kerusakan pada sendi pinggul merupakan permasalahan yang sering terjadi terutama pada pasien dengan obesitas dan usia lanjut. Hal ini dapat menyebabkan turunnya fungsi mobilitas serta kualitas hidup pasien. Implan ini merupakan solusi pengganti sendi pinggul alami yang rusak akibat *osteoarthritis*. Fungsi asli sendi pinggul tetap dipertahankan sesuai dengan fungsi aslinya agar pasien dapat beraktivitas kembali seperti biasa. Implan dibuat dari kombinasi material polimer dan logam. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi performa mekanik implan melalui studi simulasi numerik metode elemen hingga berdasarkan beban gaya yang terjadi pada saat siklus orang berjalan yang didasarkan pada indeks massa tubuh orang Indonesia dengan menggunakan perangkat lunak SolidWorks. Material yang digunakan dalam simulasi ini adalah kombinasi antara *Ti6Al4V* sebagai material komponen *femoral head* dan *UHMWPE* sebagai material komponen *acetabular cup*. Beban merupakan parameter utama untuk dianalisis pada kontak antara 2 komponen implan dengan menggunakan perangkat lunak SolidWorks. Hasil menunjukkan bahwa kombinasi *Ti6Al4V* dengan *UHMWPE* menghasilkan nilai tekanan kontak sebesar 10.81 MPa, tegangan Von Mises 10.20 MPa, dan perpindahan sebesar 0.05 mm. Hal ini terjadi pada fase ke tujuh yaitu fase puncak gaya yang terjadi pada saat orang sedang berjalan. Tegangan Von Mises yang terjadi masih dibawah tegangan *yield* material *Ti6Al4V* dan *UHMWPE*.

Kata kunci: *Gait cycle*, implan sendi pinggul, indeks massa tubuh, SolidWorks, *Ti6Al4V*, *UHMWPE*.

ABSTRACT

Damage to the hip joint is a problem that often occurs, especially in patients with obesity and advanced age. This can lead to a decrease in mobility function and quality of life of patients. This implant is a natural replacement solution for the hip joint damaged by *osteoarthritis*. The original function of the hip joint is maintained according to its original function so that the patient can return to normal activities. Implants are made from a combination of polymer and metal materials. This study aims to evaluate the mechanical performance of implants through a numerical simulation study of the element method to based on the force load that occurs during the cycle of the person walking based on the body mass index of Indonesians using SolidWorks software. The material used in this simulation is a combination of *Ti6Al4V* as the femoral head *component material* and *UHMWPE* as the acetabular cup *component material*. Load is the main parameter to be analyzed on the contact between the 2 implant components using SolidWorks software. The results showed that the combination of *Ti6Al4V* with *UHMWPE* resulted in a contact pressure value of 10.81 MPa, a Von Mises voltage of 10.20 MPa, and a displacement of 0.05 mm. This happens in the seventh phase, which is the peak phase of the force that occurs when people are walking. The Von Mises voltage that occurs is still below the yield voltage of *Ti6Al4V* and *UHMWPE* materials.

Keywords: *Gait cycle*, hip joint implans, body mass index, SolidWorks, *Ti6Al4V*, *UHMWPE*.

BAB I PENDAHULUAN

1. Latar belakang

Permasalahan pada sendi pinggul (*hip joint*) merupakan salah satu gangguan *muskuloskeletal* yang dapat menurunkan kualitas hidup individu, terutama dalam hal mobilitas dan kenyamanan saat beraktivitas. *Hip joint* merupakan bagian vital yang menanggung beban tubuh saat berdiri, berjalan, dan melakukan berbagai gerakan. Oleh karena itu, analisis terhadap struktur dan kekuatan sendi ini sangat penting, terutama dalam konteks rekayasa biomekanika dan pengembangan material implan [1].

Menurut WHO, *osteoarthritis* menjadi penyebab utama penurunan kualitas hidup pada lansia, pasien obesitas, dan cedera sendi ini menjadikan permintaan terhadap prosedur *Total Hip Replacement (THR)* meningkat. Prosedur ini menjadi suatu pilihan untuk mengembalikan fungsi sendi dan meningkatkan mobilitas pasien yang mengalami penurunan atau kerusakan sendi pinggul [2].

Implan pinggul terdiri dari dua komponen utama yaitu *femoral head* yang terbuat dari logam seperti CoCrMo, SS316L, dan Ti6Al4V dan *acetabular cup* yang terbuat dari UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*). Untuk *acetabular cup* biasanya menggunakan UHMWPE namun, terdapat kekhawatiran respon negatif secara biologis pengguna implan karena partikel polietilen dapat menyebabkan *osteolisis* [3]. Dari kombinasi material inilah dirancang sebuah sendi untuk meniru gerakan sendi pinggul dan menahan beban tinggi yang berulang.

Salah satu permasalahan utama dalam implan ini berkaitan dengan interaksi mekanis antara permukaan logam dan metal polimer yang mencakup tegangan, tekanan kontak, deformasi, serta degradasi permukaan. UHMWPE dikenal memiliki karakteristik tribologis yang unggul, material ini tetap menunjukkan kerentanan terhadap mekanisme keausan pada kondisi tegangan atau gesekan berlebih. Proses keausan tersebut tidak hanya berdampak pada penurunan durabilitas implan, tetapi dapat berpotensi memicu reaksi inflamasi akibat pelepasan partikel ke jaringan sekitar [3].

Paduan titanium *Ti6Al4V* mengandung 6% *aluminium* dan 4% *vanadium*. Karena sifat mekaniknya yang luar biasa, seperti kekuatan tinggi, ketahanan korosi, dan biokompatibilitas, material ini banyak digunakan dalam aplikasi biomedis. *Ti6Al4V* adalah komponen struktural umum untuk implan tulang pinggul seperti batang *femoral* [4].

Faktor internal pengguna implan belum diperhitungkan seperti berat badan berdasarkan indeks massa tubuh. Berat tubuh sangat berpengaruh pada kinerja implan di sendi pinggul karena mempengaruhi besar beban yang terjadi pada implan dalam menjalankan kegiatan sehari – hari. Pengguna implan kategori obesitas berdasarkan indeks massa tubuh memiliki probabilitas ketahanan implan paling rendah. Semakin tinggi indeks massa tubuh pengguna implan memiliki presentase diperlukannya revisi implan sendi pinggul yang lebih tinggi [5].

Indeks Massa Tubuh (IMT) merupakan alat sederhana untuk memantau status gizi seseorang, khususnya yang berkaitan dengan kekurangan atau kelebihan berat badan. *World Health Organization (WHO)* memberikan rekomendasi bahwa klasifikasi berat badan yang mencakup *underweight* dan gradasi kelebihan berat badan dikaitkan dengan peningkatan resiko beberapa penyakit yang tidak menular. Sebagian IMT meningkat di seluruh rentang sedang dan berat pada kelebihan berat badan (obesitas), sehingga menyebabkan resiko komplikasi dan penurunan fungsi tulang di masa yang akan datang [6].

Studi metode elemen hingga meningkatkan berbagai aspek dari implan tulang pinggul sehingga dapat meminimalisir konsumsi waktu dan pengeluaran biaya pengujian eksperimental. Pada penelitian sebelumnya pemodelan elemen hingga secara 2D digunakan untuk mendapatkan deformasi, tekanan kontak, dan tegangan Von Mises. [3].

2. Rumusan masalah

Rumusan masalah dalam penelitian ini adalah bagaimana melakukan pemodelan 3D dengan menggunakan SolidWorks untuk menemukan tekanan kontak antara kedua permukaan komponen *femoral head* dan *acetabular cup*.

3. Tujuan

Penelitian dalam penelitian ini adalah membuat pemodelan 3D dengan material Ti6Al4V sebagai *femoral head* dan UHMWPE sebagai *acetabular cup* untuk mendapatkan tekanan kontak.

4. Lingkup penelitian

Ruang lingkup penelitian ini difokuskan pada data sekunder *gait loading* yang digunakan pada simulasi.

5. Sistematika penulisan

Dalam pelaporan tugas akhir ini, sistematika penulisan disusun dalam lima bab. Bab I adalah pendahuluan membahas tentang latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, dan ruang lingkup. Bab II, memaparkan tentang studi literatur yang digunakan sebagai referensi yang digunakan dalam penelitian ini. Bab III, menguraikan tentang tahapan pelaksanaan penelitian mulai dari pembuatan model, pengambilan data, pengolahan data, penyajian data. Bab IV, memaparkan hasil dari simulasi dan analisis tekanan kontak untuk dibandingkan dengan hasil penelitian sebelumnya. Bab V, mendefinisikan hasil dari penelitian yang dijadikan dasar untuk penelitian berikutnya. Daftar pustaka merupakan rujukan yang digunakan dalam penelitian ini.

BAB II STUDI LITERATUR

1. Kerangka tubuh manusia

Kerangka manusia merupakan struktur internal yang terdiri dari berbagai tulang yang saling terhubung, berfungsi sebagai penopang tubuh dan pelindung organ vital. Selain itu, kerangka juga berperan dalam produksi sel darah merah, penyimpanan mineral, dan sekresi hormon yang penting bagi fungsi tubuh [7].



Gambar 1. Kerangka tubuh manusia [7]

Manusia terlahir dengan 300 tulang. Namun seiring dengan bertambahnya usia, beberapa tulang menyatu, sehingga saat dewasa menjadi terdapat 206 tulang di dalam tubuh manusia. Setiap tulang berperan penting agar semua mekanisme tubuh berfungsi dengan baik [7].

Fungsi sistem rangka tubuh manusia :

- Penopang Tubuh

Kerangka memberikan dukungan struktural, yang memungkinkan tubuh untuk berdiri tegak dan mempertahankan postur yang baik.

- Perlindungan Organ Vital

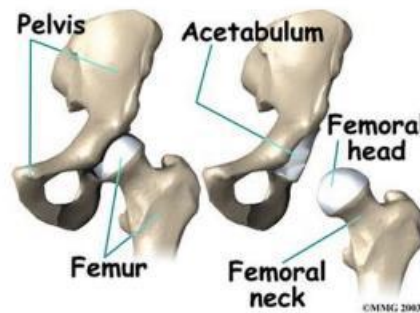
Tulang-tulang terutama pada tulang-tulang besar berfungsi sebagai tempat pembentukan sel darah merah yang esensial bagi transportasi oksigen dalam tubuh.

- Penyimpanan Mineral

Tulang menyimpan mineral seperti kalsium dan fosfor, yang dapat dilepaskan ke dalam aliran darah sesuai kebutuhan untuk berbagai fungsi fisiologis.

2. Sendi pinggul

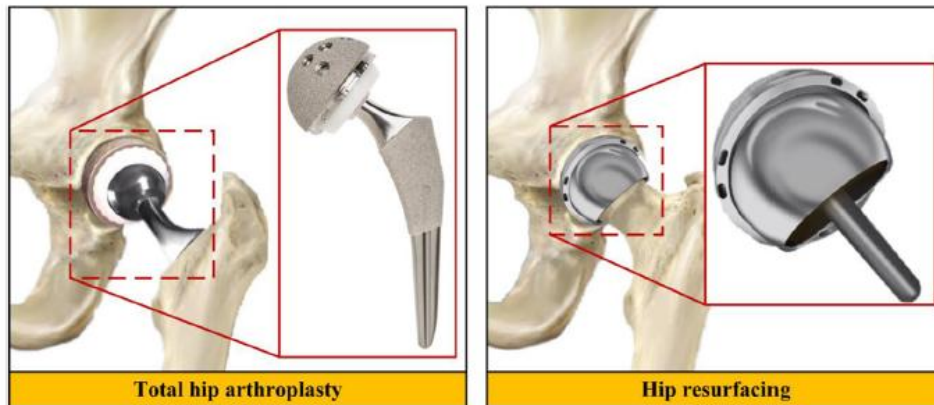
Fungsi dalam menopang tubuh manusia, berdiri dan berjalan diperlukannya sendi pinggul yang memiliki peran penting bagi manusia [8]. Sendi pinggul memiliki bentuk seperti bola di dalam mangkok oleh karena itu sendi pinggul memiliki kemampuan gerak pada beberapa arah [9]. Sendi pinggul dikelilingi oleh *ligament* dan tendon yang membuatnya fleksibel dan kuat. Akibat kerusakan permanen sendi pinggul adalah proses pengapuran, penuaan, atau kecelakaan yang fatal sehingga diperlukannya sebuah tindakan penggantian sendi pinggul buatan [10].



Gambar 2. Sendi pinggul [7]

Caput femoris dengan *acetabulum* dari *os coxae* membentuk persendian pada sendi pinggul. Gerakan fleksi, ekstensi, adduksi, dan rotasi adalah dasar gerakan sendi pinggul yang termasuk persendian *multiaxial*. Kelainan dan trauma pada sendi pinggul ini relatif dialami pada usia lanjut [7].

3. Penempatan implan pada sendi pinggul



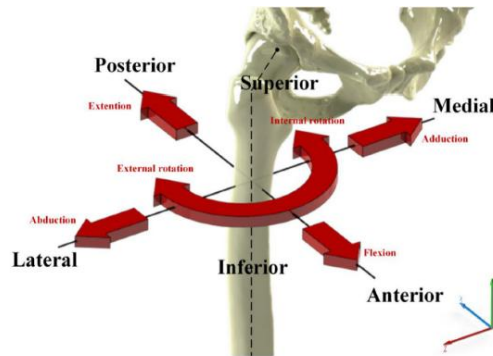
Gambar 3. Penempatan sendi pinggul [12]

Dalam prosedur *Total Hip Arthroplasty (THA)*, struktur kepala femur yang mengalami kerusakan secara menyeluruh akan direseksi dan digantikan oleh komponen prostetik. Komponen terdiri atas batang logam (*femoral stem*) yang dimasukkan ke dalam kanal moduler tulang paha, serta bola *femoral head* yang umumnya dibuat dari material logam atau keramik. Kedua komponen ini berfungsi secara sinergis dengan komponen *acetabular* yang ditanamkan pada bagian pinggul [11]. Bagian *acetabular* tersebut dapat dilapisi oleh bahan polietilen atau keramik untuk mengurangi gaya gesek selama pergerakan sendi. Untuk meningkatkan kualitas artikulasi serta mampu menopang beban tubuh secara efektif maka rangkaian komponen ini dirancang [12].

Teknik *Hip resurfacing* berbeda dengan teknik *THA*. Untuk *Hip resurfacing* memungkinkan pelestarian sebagian besar struktur tulang femur. Kepala femur hanya diratakan kemudian dilapisi dengan penutup berbahan logam. Sementara komponen *acetabular cup* ditanamkan di tulang pinggul, namun permukaan artikulasinya terdiri dari pasangan logam terhadap logam (*metal on metal*). Metode ini sering direkomendasikan bagi pasien usia muda dengan tingkat aktivitas fisik yang tinggi.

4. Pendefinisian gaya sendi pinggul

A. Arah gaya pada sendi pinggul



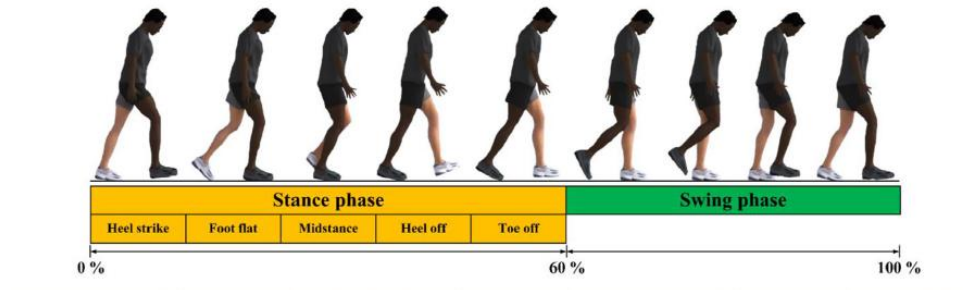
Gambar 4. Arah gerak pada sendi pinggul [13]

Gambar tersebut menunjukkan anatomi dari sendi panggul (*hip joint*), khususnya terkait arah dan sumbu pembebanan serta jenis-jenis gerakan utama yang terjadi di sendi tersebut. Terdapat tiga sumbu utama yang digunakan untuk menggambarkan orientasi tubuh, yaitu sumbu superior-inferior (atas ke bawah), anterior-posterior (depan ke belakang), dan medial-lateral (tengah ke samping) [13].

Gerakan pada sendi panggul meliputi fleksi (*flexion*) dan ekstensi (*extension*), yaitu pergerakan femur ke arah depan dan belakang tubuh. Selain itu terdapat pula gerakan abduksi dan adduksi, yaitu pergerakan menjauh dan mendekati garis tengah tubuh. Gerakan rotasi juga terjadi, yaitu rotasi internal (memutar ke dalam) dan rotasi eksternal (memutar ke luar) [13].

Sumbu superior-inferior merupakan sumbu pembebanan utama pada sendi panggul karena tulang ini menopang berat tubuh dari atas dan menyalurkannya ke femur saat berdiri atau bergerak. Gerakan rotasi terjadi mengelilingi sumbu ini, dan arah gaya (*force vectors*) dalam gambar menggambarkan tekanan dan gaya yang diterima sendi panggul dari berbagai arah. Dengan memahami orientasi sumbu dan arah gerakan ini, kita dapat menganalisis bagaimana sendi panggul bekerja, baik dalam aktivitas sehari-hari, rehabilitasi cedera, maupun dalam perencanaan biomekanika seperti desain implan dan analisis gaya berjalan [13].

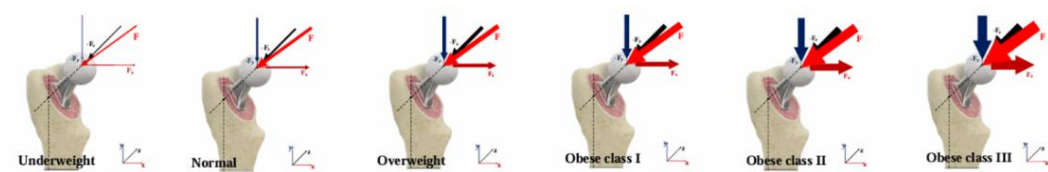
B. Siklus berjalan dalam kondisi normal



Gambar 5. Siklus orang berjalan [14]

Gambar 5 menjelaskan *gait cycle* (siklus berjalan) memiliki dua fase utama yaitu, *stance phase* (0-60% siklus) merupakan fase saat kaki menyentuh permukaan tanah. Fase dimuliasi dari *heels strike*, dilanjutkan ke *foot flat*, *midstance*, *heel off*, hingga *toe off*. Dari 60-100% siklus dinamakan *swing phase*, dimana kaki tidak menyentuh tanah dan bergerak ke depan untuk memulai langkah berikutnya [14].

C. Pendefinisian gaya sendi pinggul



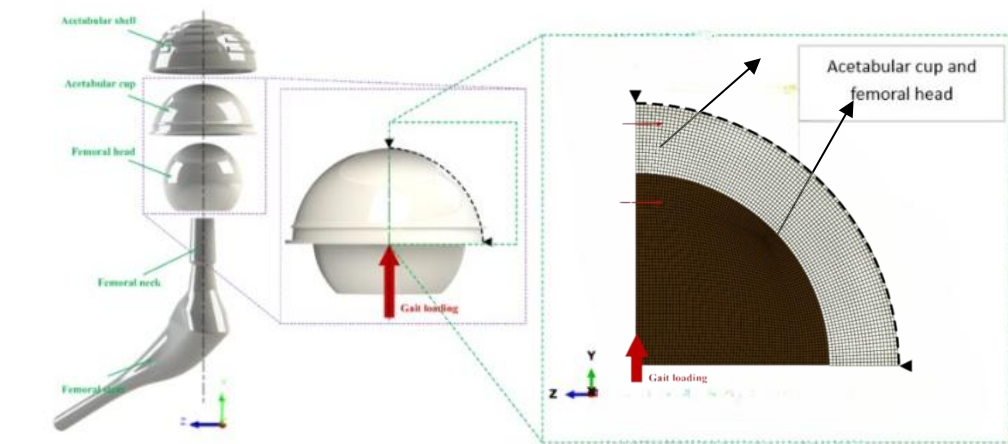
Gambar 6. Gaya pada sendi pinggul [12]

Gambar 8 menunjukkan analisis gaya biomekanik pada sendi panggul, khususnya pada sistem implan panggul. Dalam ilustrasi tersebut, terlihat struktur tulang panggul yang berinteraksi dengan *femoral head* dari implan. Gaya total yang bekerja pada sendi (dilambangkan dengan panah merah tebal bertanda F) merupakan resultan dari gaya berat tubuh dan gaya otot, yang terjadi selama aktivitas seperti berdiri atau berjalan. Gaya total ini kemudian diuraikan menjadi dua komponen utama, yaitu gaya horizontal (F_x) yang bekerja sejajar dengan permukaan artikulasi, dan gaya vertikal (F_y) yang bekerja ke bawah sejajar dengan tulang femur. Selain itu, terdapat juga gaya reaksi sendi (F_r) yang ditunjukkan dengan panah hitam dan berlawanan arah dengan gaya total, menggambarkan respons permukaan sendi terhadap beban yang diterima.

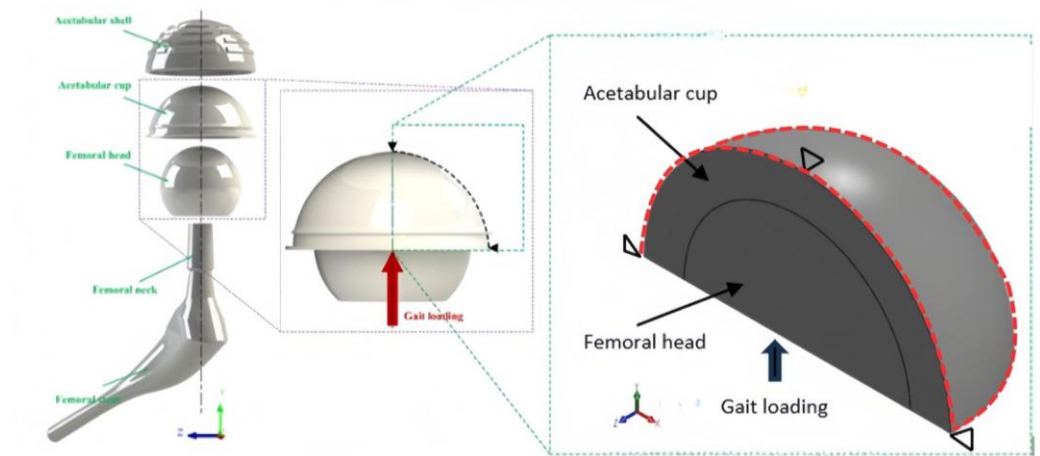
Pemahaman terhadap distribusi gaya ini sangat penting dalam desain dan evaluasi kekuatan material implan. Implan harus mampu menahan beban yang kompleks ini tanpa

mengalami keausan, deformasi, atau kerusakan. Oleh karena itu, analisis seperti ini sangat berguna dalam simulasi biomekanik, seperti analisis elemen hingga (*Finite Element Analysis*), serta menjadi dasar pemilihan material implan seperti *Ti6Al4V*. Diagram gaya ini juga membantu dalam mengkaji kondisi stres yang terjadi pada implan selama berbagai aktivitas pasien sehari-hari.

D. Model geometri



Gambar 7. Model geometri implan sendi pinggul 2D [3]



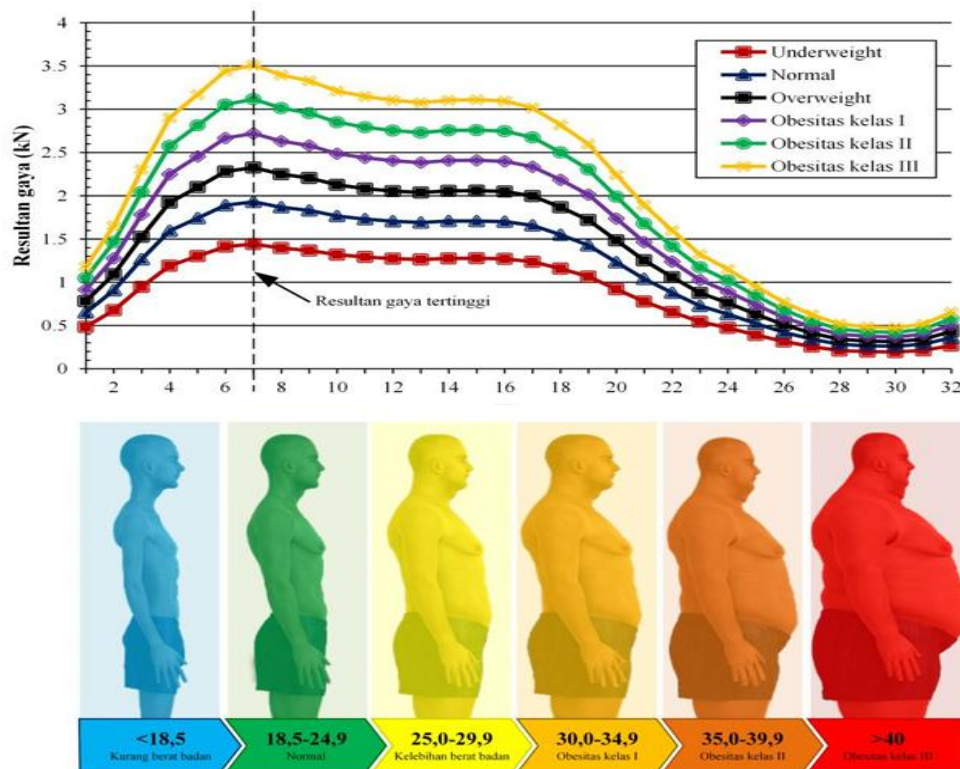
Gambar 8. Model geometri implant sendi pinggul 3D

Gambar 10 menampilkan pemodelan geometri dan pembebanan pada struktur sendi pinggul artifisial yang digunakan dalam simulasi numerik berbasis metode elemen hingga

(*Finite Element Method/FEM*). Model ini terdiri dari beberapa komponen utama, yaitu *acetabular shell*, *acetabular cup*, *femoral head*, *femoral neck*, dan *femoral stem*. Komponen-komponen tersebut membentuk sistem prostetik *total hip arthroplasty (THA)* yang merepresentasikan struktur anatomi dan fungsi sendi pinggul manusia .

Pada bagian kanan ditampilkan fokus pada kontak antara *femoral head* dan *acetabular cup*, yang merupakan daerah kritis untuk menganalisis distribusi tegangan dan tekanan. Arah pembebanan ditunjukkan oleh panah merah (*gait loading*), yang merepresentasikan gaya reaksi yang timbul saat siklus berjalan (*gait cycle*). Beban ini diaplikasikan secara aksial melalui kepala *femur* dan ditransmisikan ke komponen *acetabular*.

E. Pembebanan berdasarkan indeks massa tubuh



Gambar 9. Hubungan indeks massa tubuh dengan resultan gaya yang dihasilkan [14]

Gambar 11 menunjukkan hubungan antara indeks massa tubuh (IMT) dengan besar resultan gaya yang bekerja pada sendi pinggul selama satu siklus berjalan (*gait cycle*) yang dibagi menjadi 32 fase, klasifikasi IMT berdasarkan kategori *WHO*, yaitu: *underweight*, *normal*, *overweight*, obesitas kelas I, obesitas kelas II, dan obesitas kelas III [15].

Terlihat bahwa semakin tinggi kategori IMT seseorang, maka semakin besar pula nilai resultan gaya yang bekerja pada sendi pinggulnya, terutama pada fase puncak (fase 6–10). Pada individu dengan obesitas kelas III, resultan gaya yang bekerja pada sendi pinggul dapat mencapai lebih dari 3,5 kali berat tubuhnya. Sebaliknya, individu dengan berat badan kurang (underweight) menunjukkan nilai resultan gaya paling rendah, sekitar dua kali berat tubuh [16].

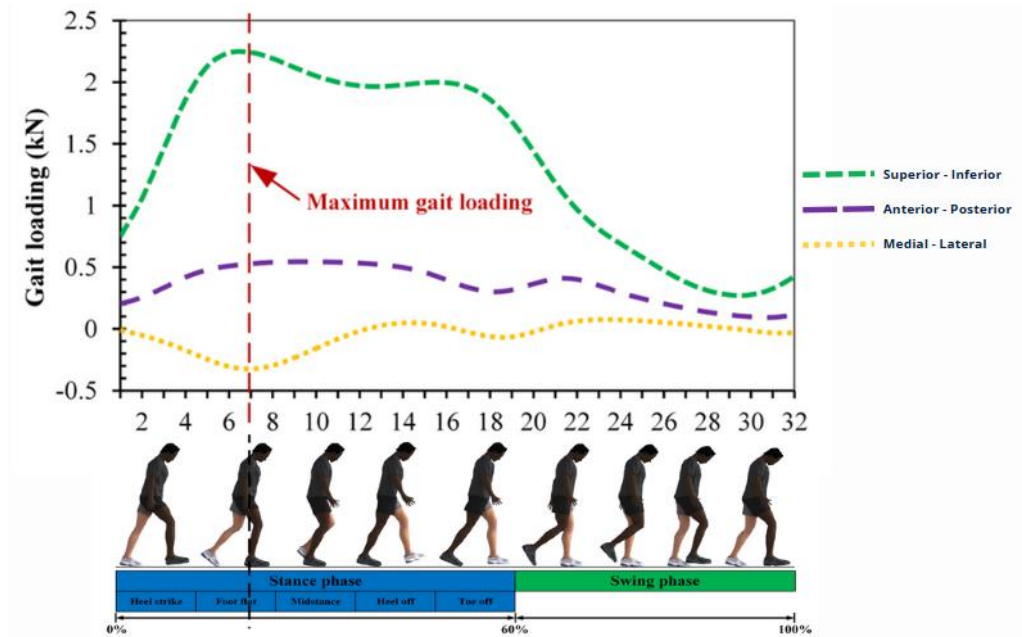
Fenomena ini disebabkan oleh peningkatan massa tubuh yang memperbesar beban mekanik pada sendi selama aktivitas berjalan. Tekanan yang lebih besar ini berpotensi mempercepat degradasi tulang rawan sendi dan meningkatkan risiko osteoarthritis, terutama pada individu dengan obesitas [17]. Oleh karena itu, penting untuk mempertimbangkan faktor IMT dalam evaluasi biomekanika sendi pinggul serta dalam desain implan pengganti sendi yang mampu menahan beban sesuai kondisi pasien.

Klasifikasi IMT pada gambar bawah mencakup:

- $< 18,5$: Kurang berat badan (biru)
- $18,5\text{--}24,9$: Normal (hijau)
- $25,0\text{--}29,9$: Kelebihan berat badan (kuning)
- $30,0\text{--}34,9$: Obesitas kelas I (oranye muda)
- $35,0\text{--}39,9$: Obesitas kelas II (oranye gelap)
- ≥ 40 : Obesitas kelas III (merah)

Pemahaman hubungan antara IMT dan beban biomekanik sendi sangat penting dalam upaya preventif maupun terapeutik pada kasus gangguan musculoskeletal[18].

F. Gait loading



Gambar 10. Gait loading [12]

Pasien yang telah menjalani operasi penggantian sendi pinggul dengan implan pinggul total akan melakukan aktivitas berjalan sebagai aktivitas sehari-hari kembali. Untuk memberikan kondisi fisiologis yang sesuai dengan kondisi sebenarnya pada sendi pinggul manusia, beban diberikan dengan kondisi berjalan. Untuk satu siklus yang disederhanakan menjadi 32 fase, yang dijelaskan pada gambar 12, fase 1–19 disebut sebagai "*stance phase*", yang mewakili 60% awal dari siklus berjalan, sedangkan fase 20–32 disebut sebagai "*swing phase*", yang mewakili 40% akhir dari siklus berjalan [12].

5. Material

A. UHMWPE

Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) memiliki sifat mekanik dan ketahanan aus yang tinggi. *UHMWPE* dikenalkan pada tahun 1962 pada bedah penggantian sendi pinggul (*Arthroplasty*) [19]. Penerapan material ini telah meluas karena pemahaman mengenai sifat mekanik, tribology, dan biokompatibilitasnya yang baik dan dapat diterima secara klinis. *UHMWPE* adalah anggota keluarga dari *Polyethylene*, secara kimia terdiri dari unit berulang karbon dan hydrogen saja [20].

B. SS316L (*Stainless Steel 316L*)

Penggunaan *Stainless steel 316L* pada industri medis sebagai salah satu material yang banyak digunakan karena memiliki sifat fisik dan mekanik yang baik, tahan korosi, kekuatannya tinggi, dan mudah dibersihkan [21]. Material SS316L ini juga banyak digunakan di industri kimia dan pabrik proses digunakan sebagai pembuatan reactor kimia, tangka, dan pipa.

C. CoCrMo

CoCrMo (*Cobalt Chromium Molybdenum*) merupakan salah satu material yang umum digunakan dalam pembuatan bantalan implan sendi pinggul karena memiliki sifat mekanik dan biokompatibilitas yang sangat baik [22]. Material ini terkenal karena ketahanan korosi yang tinggi, kekerasan yang baik, serta ketahanan aus yang unggul, sehingga mampu menahan beban dan gesekan yang terjadi di dalam tubuh manusia dalam jangka waktu lama [22]. Kandungan kobalt (Co) memberikan kekuatan dan ketangguhan, kromium (Cr) membentuk lapisan oksida pelindung yang meningkatkan ketahanan terhadap korosi, sementara molibdenum (Mo) meningkatkan kekuatan dan stabilitas struktur kristal material [23]. Kombinasi sifat-sifat ini menjadikan CoCrMo pilihan utama untuk aplikasi ortopedi, terutama pada implan sendi pinggul yang memerlukan daya tahan tinggi dan minim reaksi biologis negatif [24]. Selain itu, material ini dapat diproses melalui teknik pengecoran maupun pemrosesan serbuk logam, yang memungkinkan produksi komponen implan dengan geometri yang kompleks dan presisi.

D. Ti6Al4V

Ti-6Al-4V, yang terdiri dari 6% aluminium dan 4% vanadium dengan sisa utamanya titanium, merupakan salah satu material yang paling umum digunakan dalam pembuatan bantalan implan sendi pinggul. Material ini dipilih karena kombinasi sifat mekanik yang unggul, biokompatibilitas tinggi, serta ketahanan terhadap korosi dalam lingkungan tubuh manusia [25]. Sifat mekaniknya yaitu kekuatan tarik yang tinggi dan modulus elastisitas yang relatif rendah dibandingkan logam lain, membantu mengurangi efek stres shielding yang dapat menyebabkan degradasi tulang di sekitar implan. Selain itu, keberadaan lapisan oksida alami pada permukaan titanium memberikan ketahanan terhadap reaksi kimia dengan cairan tubuh, sehingga meminimalkan risiko inflamasi dan penolakan implan. Namun, meskipun memiliki keunggulan tersebut, paduan Ti-6Al-4V dapat mengalami keausan dan pelepasan ion logam dalam jangka panjang, yang berpotensi memicu respons biologis negatif. Oleh karena itu, pengembangan teknologi pelapisan permukaan dan

modifikasi mikrostruktur terus dilakukan untuk meningkatkan performa material ini sebagai bantalan implan sendi pinggul[26].

6. Pemodelan elemen hingga

Pemodelan elemen hingga adalah metode numerik yang digunakan untuk menganalisis tegangan, deformasi, dan perilaku material dalam suatu struktur. Metode ini membagi objek kompleks menjadi elemen-elemen kecil yang lebih sederhana, kemudian menyelesaikan persamaan matematis pada setiap elemen untuk mendapatkan solusi global. Dalam bidang medis, *FEM* sering digunakan dalam perancangan implan sendi pinggul guna memastikan kekuatan, stabilitas, dan daya tahan material sebelum diterapkan pada pasien [27].

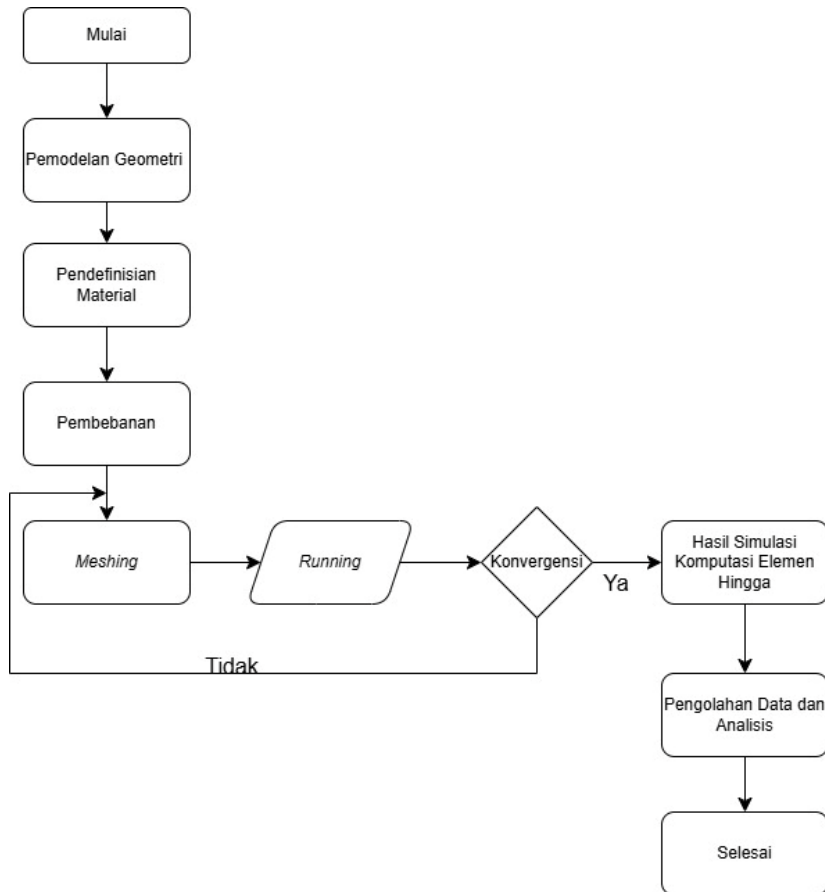
Dengan penerapan *FEM*, desain implan sendi pinggul dapat dibuat lebih efisien dan tahan lama, sehingga meningkatkan kualitas hidup pasien serta mengurangi kemungkinan komplikasi pascaoperasi [27].

Dalam Metode Elemen Hingga (*Finite Element Method/FEM*), konvergensi (*convergence*) mengacu pada kecenderungan solusi numerik untuk semakin mendekati solusi analitik atau nilai sebenarnya saat ukuran elemen mesh diperkecil atau jumlah elemen ditingkatkan. Dengan kata lain, semakin halus mesh yang digunakan, semakin akurat hasil simulasi yang diperoleh—hingga titik tertentu [28].

BAB III METODOLOGI

1. Alur penelitian

Berikut ini merupakan tahapan penelitian yang dilaksanakan:



Gambar 11. Diagram alur penelitian

Proses simulasi menggunakan metode elemen hingga (*Finite Element Method/FEM*). Berikut adalah penjelasan setiap langkah dalam *flowchart* tersebut:

A. Pemodelan geometri

Tahap ini dilakukan sebuah proses merancang dan menggambarkan suatu objek yang di analisis metode elemen hingga, serta kondisi batas sebuah model seperti beban yang diterapkan pada bagian tertentu dari model.

B. Pendefinisian material

Material yang digunakan sebagai *femoral head* adalah material SS316L, untuk *acetabular cup* menggunakan material UHMWPE.

C. Pembebanan

Tahap ini dilakukan setelah pemodelan, dimana objek akan diberikan sebuah beban seperti tekanan, gaya, atau kondisi lainnya yang dapat mempengaruhi objek.

D. Meshing

Tahapan ini adalah tahapan model yang dibagi menjadi elemen yang kecil-kecil untuk menjalankan sebuah analisis numerik. *Meshing* ini dilakukan untuk menentukan jumlah, jenis, dan ukuran elemen agar mendapatkan hasil akhir yang akurat.

E. Running

Perhitungan numerik dari hasil memasukan *meshing* dilakukan agar mendapatkan respons objek terhadap beban yang ditentukan.

F. Konvergensi

Konvergensi ini dilakukan untuk menentukan jumlah, jenis, dan ukuran elemen agar mendapatkan hasil akhir yang akurat. Ketika konvergensi gagal, maka akan melakukan pengulangan pada tahap *meshing*, jika berhasil maka akan dilanjutkan dari proses *running* sampai menghasilkan sebuah nilai komputasi. Hasil analisis konvergensi didapat jumlah elemen yang digunakan adalah 101.892 elemen, dengan ukuran elemen 0.66 mm.

G. Hasil simulasi komputasi

Tahap ini akan menampilkan hasil dari proses *running*. Hasil tersebut akan menunjukkan perilaku dari objek yang dianalisis.

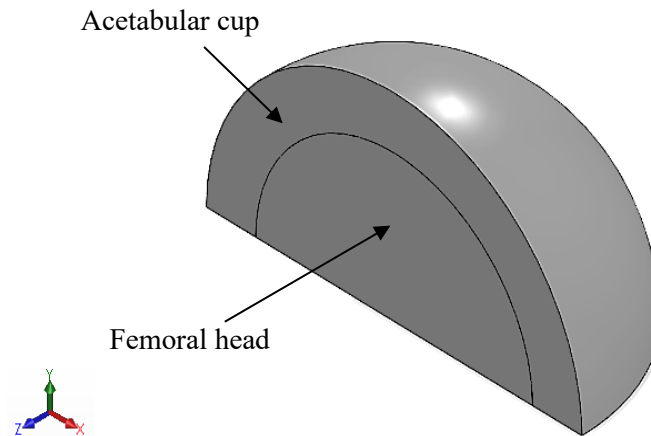
H. Pengolahan data dan analisis

Tahap ini merupakan tahap terakhir dalam proses yang dimana hasil dari simulasi akan dianalisis untuk mendapatkan sebuah performa dari objek apakah sesuai dengan yang diinginkan atau bahkan harus mengalami perubahan.

2. Pengujian yang dilakukan

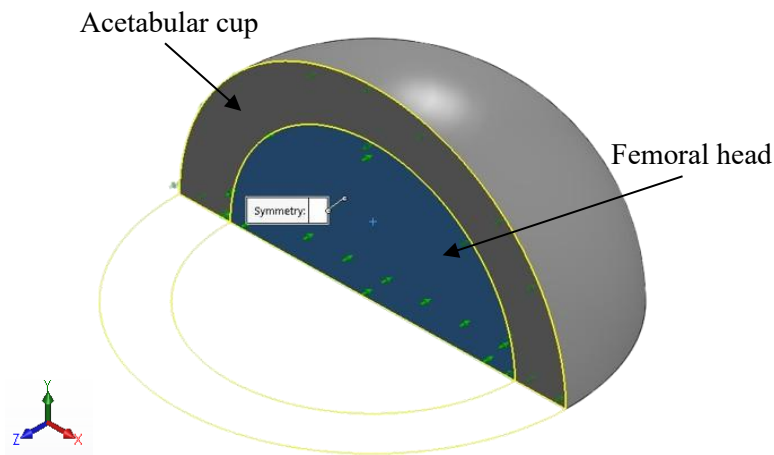
Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan *software* SolidWorks sebagai alat yang menunjang untuk melakukan sebuah analisis numerik seperti menganalisis tegangan, perpindahan, dan regangan.

A. Pemodelan geometri



Gambar 12. Pemodelan geometri

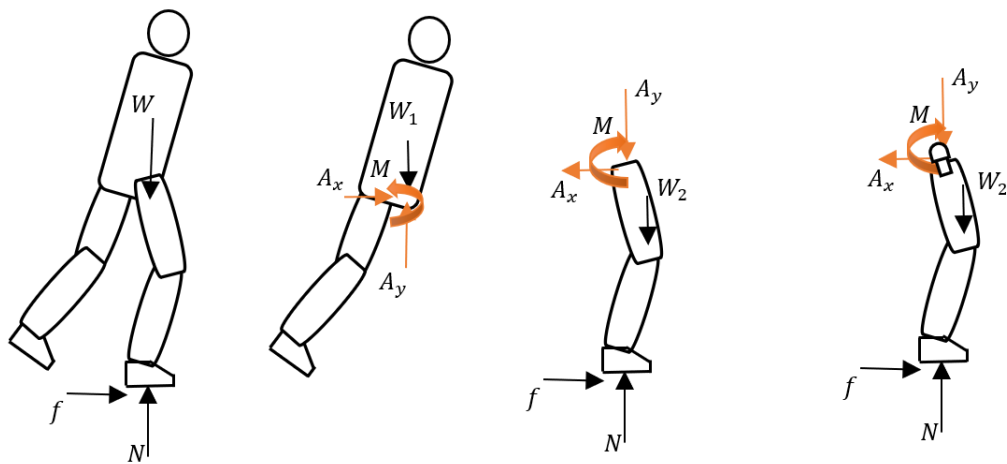
Pemodelan dilakukan menggunakan fitur *revolve* berdasarkan sketsa 3D, dengan tujuan untuk mempresentasikan desain produk secara visual dan sistematis agar dapat dianalisis dan dimodifikasi sesuai kebutuhan. Dimensi yang diberikan terhadap *femoral head* Ø28 mm dan ketebalan *acetabular cup* 5mm.



Gambar 13. *Axys simetri*

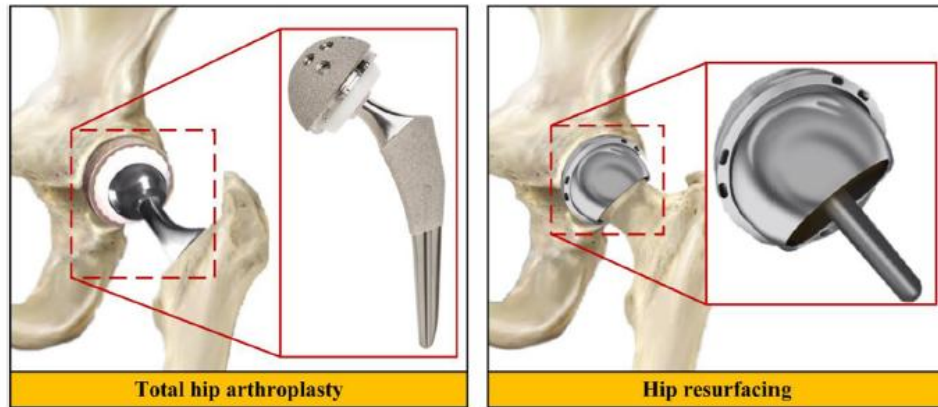
Penerapan *axis symmetry* merupakan langkah penting untuk meningkatkan efisiensi dalam simulasi. Komponen-komponen pada desain implan sendi pinggul ini memiliki simetri tertentu, penggunaan simetri sumbu memungkinkan analisis hanya pada sebagian model tanpa mengurangi akurasi hasil simulasi.

B. Pembebanan



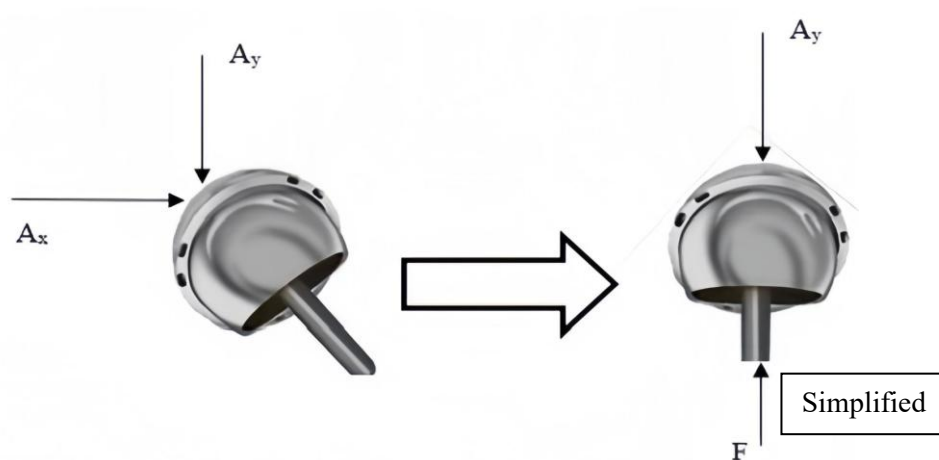
Gambar 14. DBB orang berjalan

Gambar 16 menyatakan diagram benda bebas (DBB) yang menunjukkan gaya-gaya yang bekerja pada tubuh manusia saat berjalan. Gaya berat tubuh bekerja ke bawah, sedangkan gaya reaksi tanah muncul pada kontak kaki dengan permukaan untuk menahan tubuh. gambar ini menyatakan bahwa pada siklus orang berjalan fase ke-tujuh berjalan, seluruh berat tubuh bertumpu pada satu kaki.



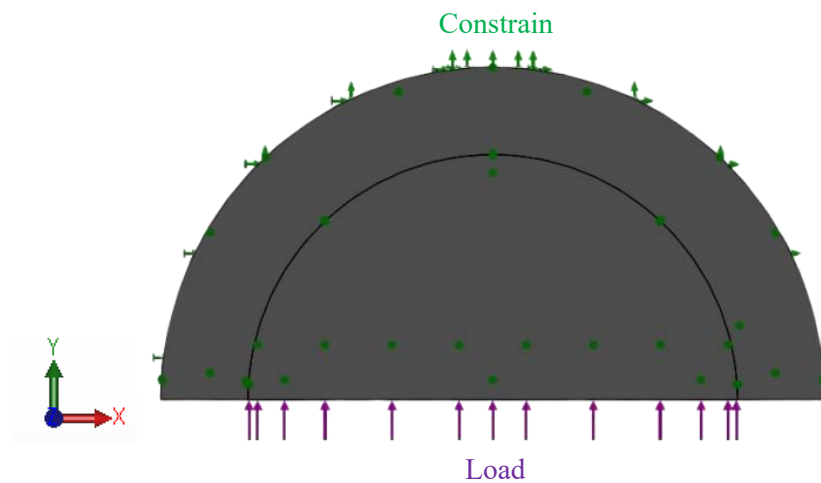
Gambar 15. Struktur implan pada tulang

Gambar 17 menunjukkan bahwa orientasi implan yaitu sejajar dengan tulang paha yang dalam hal ini membentuk sudut. Untuk menyederhanakan analisis, orientasi implan dianggap tegak lurus. Besarnya beban pada permukaan implan diperoleh dari gambar 12 untuk arah superior-inferior, yaitu A_y seperti tampak pada gambar 18.



Gambar 16. Model pembebanan

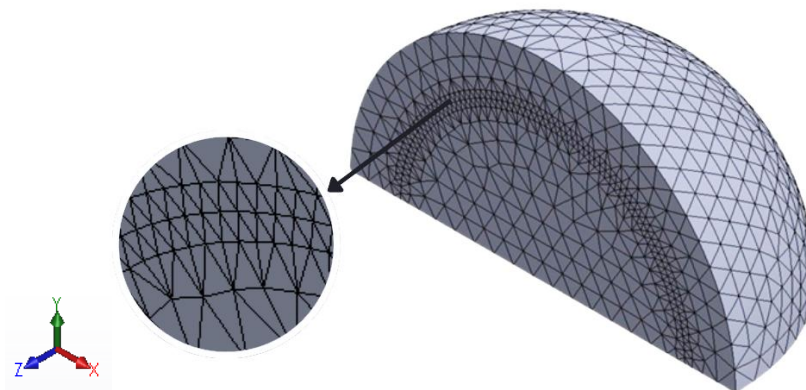
Dari analisis pembebanan ini kemudian dibuat model pembebanan pada SolidWorks seperti tampak pada gambar 16, dimana beban vertikal pada permukaan bawah implan merupakan gaya terdistribusi yang resultannya sama dengan gaya A_y



Gambar 17. Pembebanan

Tahap ini adalah proses pembebanan yaitu proses menerapkan tekanan atau gaya pada model. Beban yang diterapkan didapatkan dari siklus orang sedang berjalan.

C. Meshing



Gambar 18. Meshing

Tahapan ini adalah tahapan model yang dibagi menjadi elemen yang kecil-kecil untuk menjalankan sebuah analisis numerik. Untuk mendapatkan hasil yang akurat diperlukannya *mesh* yang lebih halus. Jenis *mesh* yang digunakan dapat berupa *solid mesh* untuk objek padat, dengan jumlah elemen 55.043 elemen dengan ukuran maksimum *mesh* 1,93 mm. *Meshing* sering kali digunakan dengan teknik *refinement* di area kritis untuk meningkatkan presisi perhitungan tanpa membebani proses komputasi secara keseluruhan.

3. Peralatan yang digunakan

Adapun peralatan yang digunakan sebagai berikut :

Tabel 1. Alat yang digunakan

No	Peralatan	Jumlah
1	Komputer	1 Set
2	SolidWorks	1

4. Pengujian yang dilakukan

Pengujian yang dilakukan menggunakan simulasi statik, Simulasi statik adalah analisis numerik yang digunakan untuk mengetahui respons suatu komponen terhadap pembebanan statis. Dalam perangkat lunak SolidWorks, fitur SolidWorks *Simulation* memungkinkan pengguna untuk melakukan analisis tegangan (*stress*), dan perpindahan (*displacement*) terhadap model 3D berbasis metode elemen hingga (*Finite Element Method*).

Sebagai alat bantu analisis, SolidWorks *Simulation* menyediakan tampilan visual yang intuitif serta kemudahan integrasi dengan desain *CAD (Compute – Aided Design)* yang telah dibuat.

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

1. *Materials properties*

Tabel 2. *Material properties* [3], [29].

Material Component		Coefficient of Friction	Poisson's Ratio
Femoral Head	Acetabular Cup		
CoCrMo	<i>UHMWPE</i>	0.11	0.3
<i>SS316L</i>	<i>UHMWPE</i>	0.1	
Ti6Al4V	<i>UHMWPE</i>	0.0561	

Kekasaran kontak antarmuka dua benda didapat dari koefisien gesek. Koefisien gesek ini diperlukan dalam sebuah simulasi komputasi untuk menunjukkan kondisi kekasaran antarmuka bantalan. Tidak hanya koefisien gesek saja yang diperlukan, parameter seperti *poisson ratio* pun dibutuhkan untuk menentukan sifat mekanis material. Untuk *poisson ratio* semua material adalah 0.3.

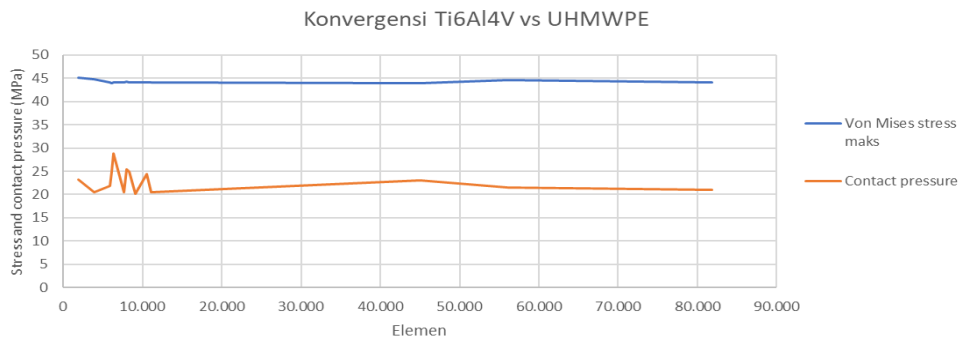
Tabel 3. Data mekanis material [30], [31], [32].

Components	Materials	Yield Strenght (MPa)
Femoral Head	CoCrMo	450
	<i>SS316L</i>	170
	Ti6Al4V	827
Acetabular Cup	<i>UHMWPE</i>	23

Tabel di atas merupakan data sifat mekanik material. Untuk *femoral head* dengan material CoCrMo memiliki *yield strength* 450 MPa, memiliki kombinasi kekuatan tinggi dan tahan korosi yang baik. *SS316L* memiliki *yield strength* 170 MPa, biokompatibel dan tahan korosi namun, kekuatannya lebih rendah dari *Ti6Al4V*. Dan *Ti6Al4V* memiliki *yield strength* 827 MPa, sangat kuat, ringan, dan biokompatibel, ideal untuk pasien yang memerlukan ketahanan tinggi dengan berat minimal.

Acetabular cup memiliki *yield strength* 23 MPa, memiliki sifat tribologis yang unggul seperti koefisien gesek rendah dan ketahanan aus, tetapi kekuatannya jauh lebih rendah dari logam.

2. Konvergensi



Gambar 19. Konvergensi

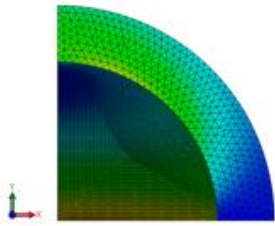
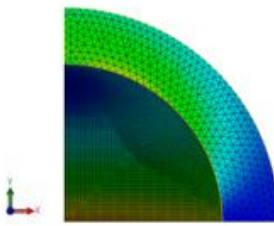
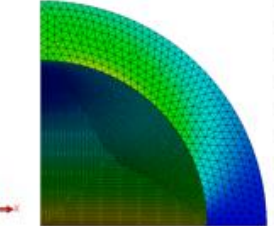
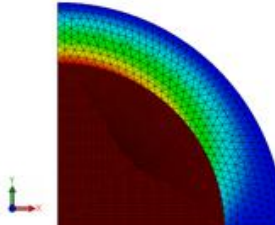
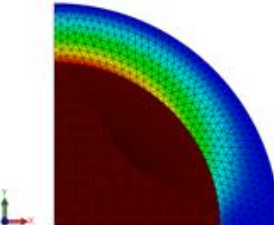
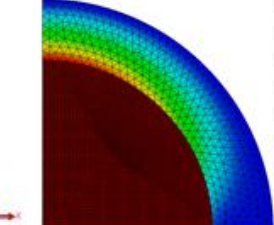
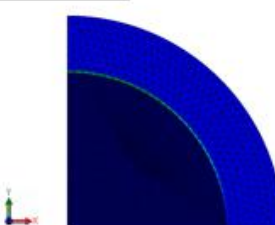
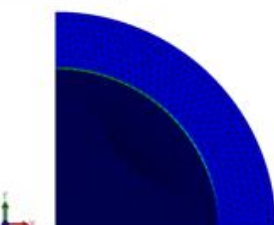
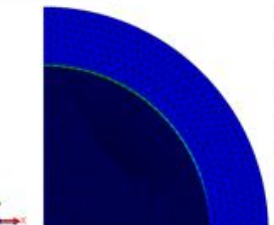
Gambar di atas menunjukkan grafik konvergensi yang dimana pada sumbu X yaitu elemen yang memiliki jumlah berkisar 0 sampai 90.000. sementara pada sumbu Y yaitu *stress* dan *contact pressure* (MPa) menunjukkan tegangan dengan rentang 0 sampai 50 MPa yang menggambarkan distribusi tegangan pada material.

Garis biru merupakan garis Von Mises *stress* yang menunjukkan nilai cenderung stabil dan hampir tidak menunjukkan perubahan yang signifikan walaupun jumlah elemen meningkat. Garis oranye menunjukkan *contact pressure* yang mengalami fluktuasi pada awal tahap simulasi, namun pada 55.131 sampai dengan 81.794 elemen garis tersebut cenderung stabil pada nilai sekitar 21 MPa. Secara keseluruhan grafik ini memberikan gambaran sebuah akurasi dan stabilitas hasil dari simulasi seiring dengan perbaikan pada jumlah elemen, agar memastikan bahwa hasil simulasi tidak lagi berubah secara signifikan ketika elemen tersebut diperhalus. jenis elemen yang digunakan yaitu *solid mesh*, dengan jumlah 4 nodal parameter elemen yaitu *curvature-based mesh*, ukuran *mesh* pada badan komponen *acetabular cup* dan *femoral head* sebesar 1.9302 mm, ukuran *mesh* pada area kontak sebesar 0.586297. Jumlah elemen yang digunakan sebanyak 55.043 elemen.

3. Hasil simulasi

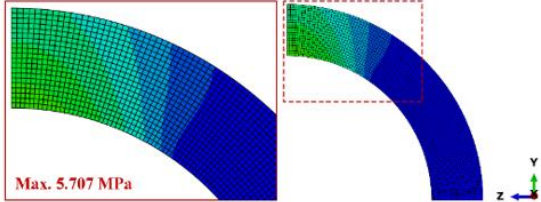
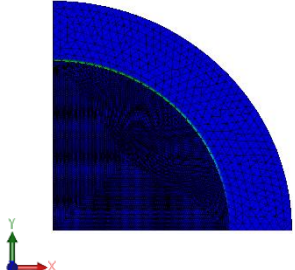
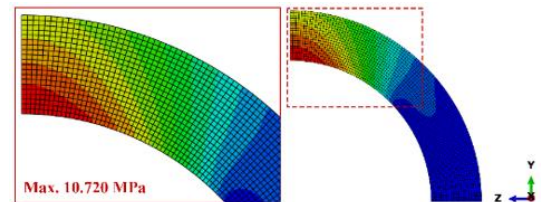
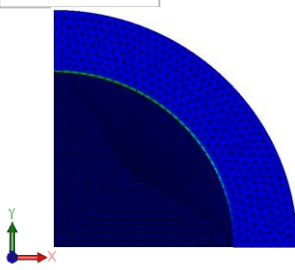
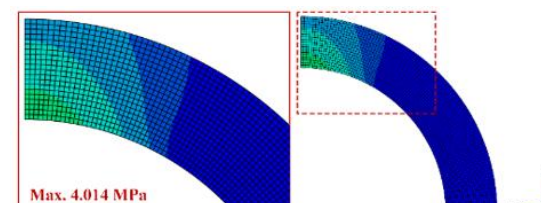
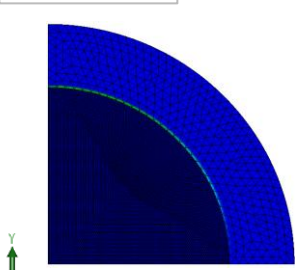
Tabel dibawah ini menunjukkan hasil simulasi.

Tabel 4. Hasil simulasi 2D

	Ti6Al4V dengan UHMWPE		
	1 Phase	7 Phase	32 Phase
Von Mises stress	1.49 MPa 	4.87 MPa 	0.84 mm 
Displacement	0.01 mm 	0.03 mm 	0.002 mm 
Contact pressure	2.82 MPa 	9.23 MPa 	1.59 MPa 

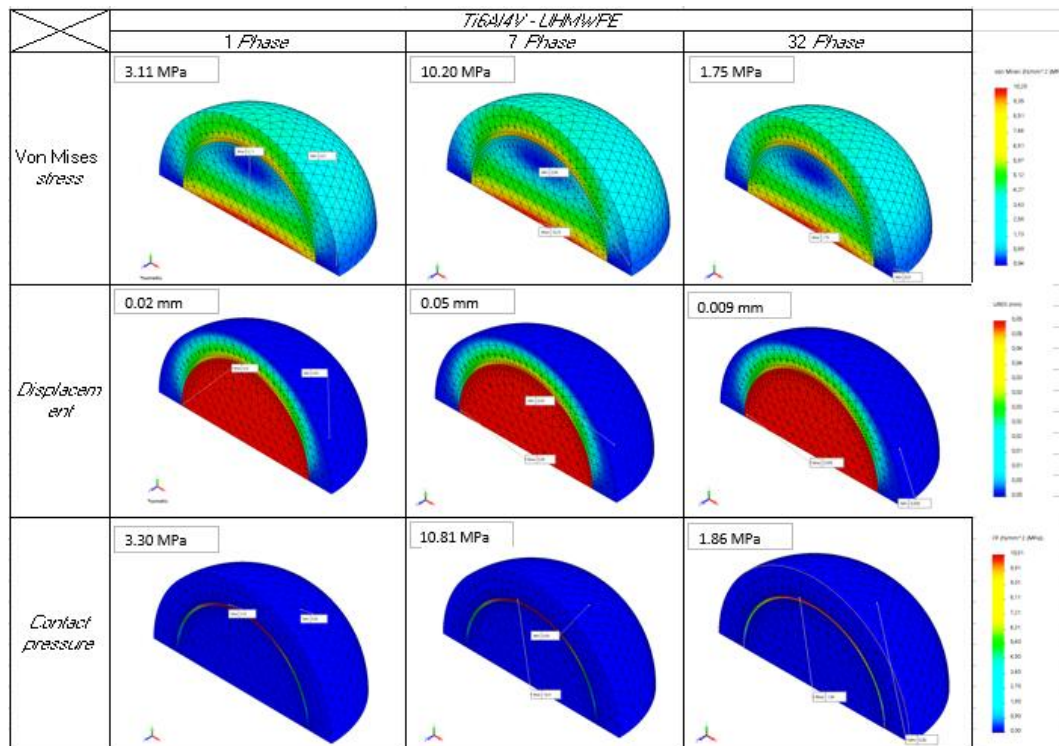
Hasil simulasi 2D di pembebanan maksimum yaitu fase ketujuh, nilai Von Mises stress sebesar 4.87 MPa, displacement sebesar 0.03mm, dan contact pressure sebesar 9.23 MPa. Hasil yang didapat kemudian dibandingkan dengan hasil simulasi yang ada pada penelitian terdahulu [3].

Tabel 5. Perbandingan hasil simulasi 2D [3].

SS316L dengan UHMWPE		
	Penelitian sebelumnya	Penelitian sekarang
<i>Contact Pressure</i> fase ke-1		2.82 MPa 
<i>Contact Pressure</i> fase ke-7		9.23 MPa 
<i>Contact Pressure</i> fase ke-32		1.59 MPa 

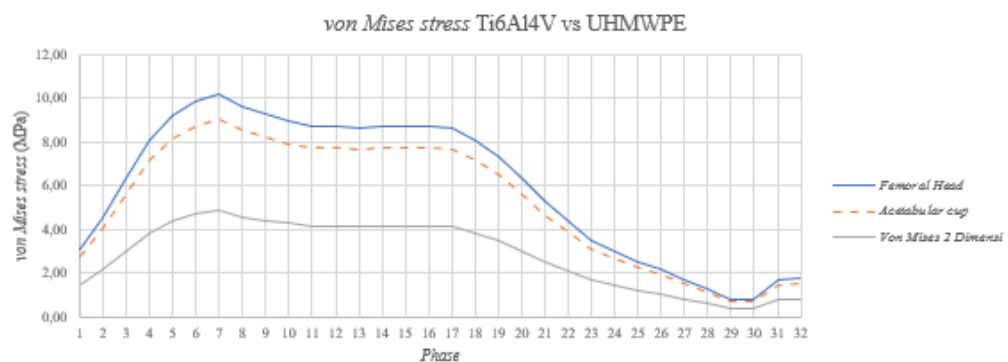
Pada simulasi dua dimensi pada penelitian sebelumnya menunjukkan hasil *contact pressure* pada fase ke-satu memiliki nilai sebesar 5.707 MPa, fase ke-tujuh sebesar 10.720 Mpa, fase ke-32 sebesar 4.014 MPa sedangkan pada penelitian sekarang menghasilkan nilai pada fase ke-satu sebesar 2.82 MPa memiliki perbedaan nilai *contact pressure* sekitar 1.282%, fase ke-tujuh sebesar 9.23 MPa memiliki perbedaan nilai *contact pressure* sekitar 8.23%, fase ke-32 sebesar 1.59 MPa memiliki perbedaan nilai *contact pressure* sekitar 0.59%.

Tabel 6. Hasil simulasi 3D



Hasil dari simulasi 3D analisis elemen hingga pada fase ke – tujuh, gaya terbesar terjadi pada fase ketujuh dalam tahap berjalan manusia. pada tegangan Von Mises *stress* menunjukkan nilai tegangan sebesar 10.20 MPa, pada distribusi *displacement* material mengalami deformasi sebesar 0.05 mm, dan pada *contact pressure* antara dua material mendapatkan hasil sebesar 10.81 MPa.

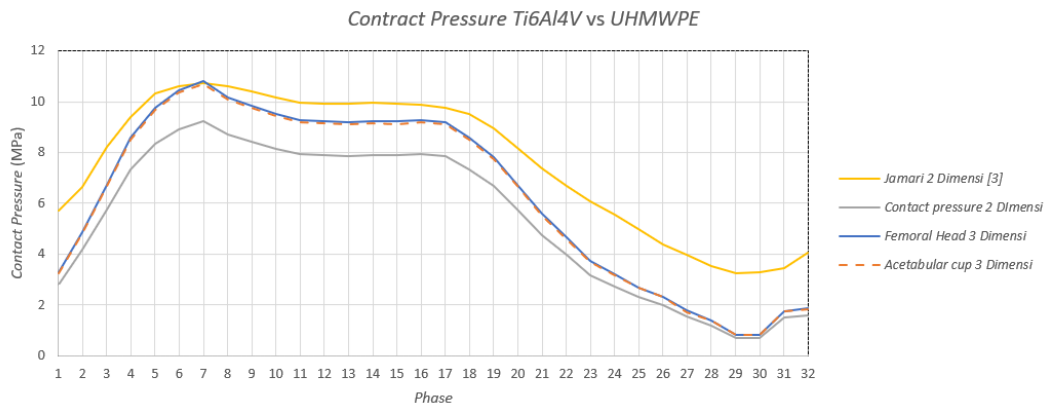
A. Tegangan



Gambar 20. Grafik tegangan

Gambar 22 menggambarkan grafik tegangan dari material kombinasi yaitu *Ti6Al4V* dengan *UHMWPE*. Grafik tersebut menunjukkan bahwa tegangan tertinggi terjadi pada *acetabular cup* pada fase ketujuh sebesar 9.06 Mpa dimana fase tersebut merupakan tumpuan maksimum berat yang ditopang oleh salah satu kaki. Tegangan pada *femoral head* relatif rendah dan stabil sebesar 10.20 MPa. Tegangan pada simulasi 2D pada fase ke-tujuh sebesar 4.87 MPa.

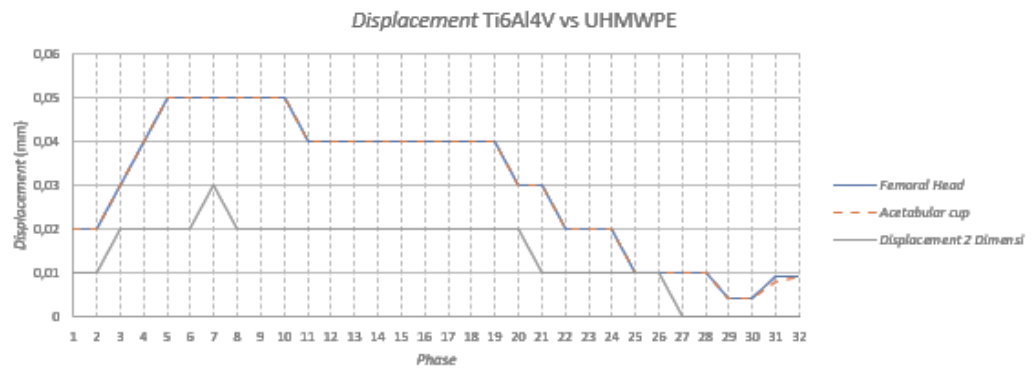
B. Contact pressure



Gambar 21. Grafik *contact pressure*

Grafik di atas menunjukkan *contact pressure* antara *acetabular cup* dan *femoral head*. *Contact pressure* yang ditampilkan mengalami peningkatan yang signifikan pada fase awal hingga fase ketujuh. Komponen *acetabular cup* memiliki nilai maksimum 10.69 Mpa, komponen *femoral head* menunjukkan hasil 10.81 Mpa. Hasil simulasi 2D *contact pressure* pada pembebanan maksimum sebesar 9.23 MPa, hasil simulasi 2D *contact pressure* yang dilakukan pada penelitian sebelumnya sebesar 10.720 MPa. Hasil dari kedua penelitian tersebut memiliki perbedaan sebesar 8.23%.

C. Displacement



Gambar 22. Grafik *displacement*

Grafik diatas menunjukkan *displacement* dari dua komponen implan. Pada beban maksimum *acetabular cup* dan *femoral head* deformasi terjadi sebesar 0.05 mm. Hasil simulasi 2D menunjukkan *displacement* yang terjadi sebesar 0.03 mm.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

1. Kesimpulan

Dari pembahasan diatas maka didapatkan data mekanik material yang dapat disimpulkan bahwa pada hasil simulasi jenis elemen yang digunakan yaitu *solid mesh*, dengan parameter elemen yaitu *curvature-based mesh*. Ukuran *mesh* pada badan komponen *acetabular cup* dan *femoral head* sebesar 1.9302 mm, ukuran *mesh* pada area kontak sebesar 0.586297, jumlah elemen *mesh* sebanyak 55.043 elemen pada fase puncak yaitu fase ketujuh maka didapatkan:

- Pada material *UHMWPE* yang digunakan untuk komponen *acetabular cup* tegangan Von Mises yang terjadi sebesar 9.06 MPa, *displacement* sebesar 0.05 mm, dan *contact pressure* sebesar 10.69 MPa
- Pada material *Ti6Al4V* yang digunakan untuk komponen *femoral head* tegangan Von Mises yang terjadi sebesar 10.20 MPa, *displacement* sebesar 0.03 mm, dan *contact pressure* sebesar 10.81 MPa
- Dari sifat mekanik material *Ti6Al4V* memiliki *yield strength* sebesar 827 MPa, hal ini menunjukkan bahwa material *Ti6Al4V* memiliki kinerja mekanik yang paling baik terhadap pembebanan serta memiliki ketahanan yang bagus.
- Dari sifat mekanik material *UHMWPE* memiliki *yield strength* sebesar 23 MPa, hal ini menunjukkan bahwa material *UHMWPE* memiliki kinerja mekanik yang melebihi *yielding* dan masuk ke dalam wilayah deformasi plastis.

2. Saran

Untuk memperbaiki hasil dalam analisis *in vitro* pengujian ini perlu dilakukan pengujian kekasaran permukaan kontak dan pelumasan di permukaan kontak.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] M. D. Riedel *et al.*, “Biomechanical comparison of distal femoral fracture fixation: Analysis of non-locked, locked, and far-cortical locked constructs,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 38, no. 12, pp. 2573–2579, Dec. 2020, doi: 10.1002/jor.24756.
- [2] O. Hussain, and B. Ahmad, “Implan materials for knee and hip joint replacement: A review from the tribological perspective,” *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*, vol. 561, no. 1, p. 012007, Oct. 2019, doi: 10.1088/1757-899X/561/1/012007.
- [3] J. Jamari *et al.*, “Computational Contact Pressure Prediction of CoCrMo, SS 316L and Ti6Al4V Femoral Head against UHMWPE Acetabular Cup under Gait Cycle,” *J Funct Biomater*, vol. 13, no. 2, p. 64, May 2022, doi: 10.3390/jfb13020064.
- [4] D. A. Pusparasmi, and S. Supriadi, “Studi Pengembangan Komponen Implan Paduan Ti6Al4V untuk Aplikasi Biomedis dengan Proses Metal Injection Molding,” *STRING (Satuan Tulisan Riset dan Inovasi Teknologi)*, vol. 6, no. 1, p. 106, Aug. 2021, doi: 10.30998/string.v6i1.10033.
- [5] A. S. Sayed-Noor, and O. Rolfson, “Body mass index is associated with risk of reoperation and revision after primary total hip arthroplasty: a study of the Swedish Hip Arthroplasty Register including 83,146 patients,” *Acta Orthop*, vol. 90, no. 3, pp. 220–225, May 2019, doi: 10.1080/17453674.2019.1594015.
- [6] A. Kumar Bedaka and P. Pandithevan, “Modelling and analysis of biological joints of a human arm in different movements.” doi: 10.48550/arXiv.1807.03543.
- [7] N. van Gastel and G. Carmeliet, “Metabolic regulation of skeletal cell fate and function in physiology and disease,” *Nat Metab*, vol. 3, no. 1, pp. 11–20, 2021, doi: 10.1038/s42255-020-00321-3.
- [8] Tarisya Salsabila Putri Asmara, and Sandy Faizal, “Hubungan Antara Indeks Masa Tubuh Dengan Range of Motion Sendi Panggul Dan Lutut Pada Mahasiswa Fakultas Kedokteran Universitas Islam Bandung Angkatan 2019,” *Jurnal Riset Kedokteran*, pp. 19–24, 2023, doi: 10.29313/jrk.vi.1876.
- [9] M. Naufal and T. Indah Winarni, “Analisis von mises stress hip hoint pada individu usia lanjut menggunakan metode elemen hingga,” *Jurnal Teknik Mesin S-I*, vol. 11, no. 1, pp. 156–159, 2023.

- [10] R. A. N. Al Hakim and S. Sakuri, "Analisis Artificial Hip Joint Saat Melakukan Gerakan Salat Menggunakan FEM," *Perwira Journal of Science & Engineering*, vol. 3, no. 1, pp. 43–50, 2023, doi: 10.54199/pjse.V3i1.185.
- [11] M. L. Olmstead, "Total Hip Replacement," *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, vol. 17, no. 4, pp. 943–955, Jul. 1987, doi: 10.1016/S0195-5616(87)50086-9.
- [12] J. Jamari *et al.*, "Adopted walking condition for computational simulation approach on bearing of hip joint prosthesis: review over the past 30 years," *Heliyon*, vol. 8, no. 12, p. e12050, Dec. 2022, doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e12050.
- [13] N. Gueiral and E. Nogueira, "Total Hip Arthroplasty Modelling and Load Simulation, in COMSOL Multiphysics," 2023, pp. 319–342. doi: 10.1007/978-3-031-42112-9_15.
- [14] M. Zawadzka, and M. Lewicka, "Analysis of functional efficiency and risk of falls in patients with different types of dementia – preliminary observations," *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, vol. 31, no. 1, pp. 114–118, Mar. 2024, doi: 10.26444/aaem/168787.
- [15] B. Balsamo, and J. Wu, "Confirmation bias affects user perception of knee braces," *J Biomech*, vol. 75, pp. 164–170, Jun. 2018, doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.028.
- [16] K. Murata *et al.*, "Controlling joint instability after anterior cruciate ligament transection inhibits transforming growth factor-beta-mediated osteophyte formation," *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 27, no. 8, pp. 1185–1196, Aug. 2019, doi: 10.1016/j.joca.2019.03.008.
- [17] E. Cenni, and N. Baldini, "Platelet-rich plasma impairs osteoclast generation from human precursors of peripheral blood," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 28, no. 6, pp. 792–797, Jun. 2010, doi: 10.1002/jor.21073.
- [18] Y. Fan *et al.*, "Longitudinal Model of Periprosthetic Joint Infection in the Rat," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 38, no. 5, pp. 1101–1112, May 2020, doi: 10.1002/jor.24556.
- [19] Y. Sui *et al.*, "Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE)/high-density polyethylene (HDPE) blends with outstanding mechanical properties, wear resistance, and processability," *Journal of Polymer Research*, vol. 30, no. 6, p. 222, 2023, doi: 10.1007/s10965-023-03592-y.

- [20] V. Sharma, and B. Basu, “Six decades of UHMWPE in reconstructive surgery,” *International Materials Reviews*, vol. 68, no. 1, pp. 46–81, Jan. 2023, doi: 10.1080/09506608.2022.2047419.
- [21] A. S. BAHRI, “Pengaruh Durasi Dan Diameter Steel Ball Pada Proses Shot Peening Terhadap Sifat Fisis, Mekanis Dan Pengaruh Media Korosif ...,” 2016.
- [22] J. Black and G. Hastings, “Handbook of biomaterial properties,” in *Handbook of Biomaterial Properties*, New York, NY: Springer New York, 2016, pp. 125–134. doi: 10.1007/978-1-4939-3305-1_12.
- [23] D. Dowson, “Bio-tribology of Hip Joint Replacements,” *Tribol Int*, vol. 38, no. 3, pp. 313–319, Mar. 2005, doi: 10.1016/j.triboint.2004.08.014.
- [24] S. C. Scholes and A. Unsworth, “The Wear Properties of Co-Cr-Mo Alloys for Use in Metal-on-Metal Hip Prostheses,” vol. 215, 2001, doi: 10.1243/0954411011536016.
- [25] E. Tawagi, and J. P. Santerre, “Synthesis of degradable-polar-hydrophobic-ionic copolymeric microspheres by membrane emulsion photopolymerization: In vitro and in vivo studies,” *Acta Biomater*, vol. 89, pp. 279–288, Apr. 2019, doi: 10.1016/j.actbio.2019.03.014.
- [26] R. Ø. Støen, and F. Frihagen, “Randomized Trial of Hemiarthroplasty versus Internal Fixation for Femoral Neck Fractures: No Differences at 6 Years,” *Clin Orthop Relat Res*, vol. 472, no. 1, pp. 360–367, Jan. 2014, doi: 10.1007/s11999-013-3245-7.
- [27] C. K. Fitzpatrick, and P. J. Rullkoetter, “Development of a statistical shape model of the patellofemoral joint for investigating relationships between shape and function,” *J Biomech*, vol. 44, no. 13, pp. 2446–2452, Sep. 2011, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.06.025.
- [28] T. Zimmermann, “The finite element method. Linear static and dynamic finite element analysis,” *Comput Methods Appl Mech Eng*, vol. 65, no. 2, p. 191, Nov. 1987, doi: 10.1016/0045-7825(87)90013-2.
- [29] M. I. Ammarullah, and O. Kurdi, “Tresca stress study of CoCrMo-on-CoCrMo bearings based on body mass index using 2D computational model,” vol. 33, no. February, pp. 31–38, 2022.

- [30] Ltd. Heanjia Super-Metals Co., “Cobalt-Chromium Alloy CoCrMo Data Sheet.” Accessed: Sep. 10, 2025. [Online]. Available: <http://www.super-metals.com>.
- [31] Ltd. Heanjia Super-Metals Co., “SS-316 Stainless Steel Data Sheet.” Accessed: Sep. 10, 2025. [Online]. Available: <http://www.super-metals.com>.
- [32] “Titanium 6AL-4V Data Sheet Rev 01,” 2020. Accessed: Sep. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.titanium.com>.

LAMPIRAN

Tabel 7. Data hasil simulasi 2D

<i>Ti6AlV - UHMWPE</i>				
<i>Phase</i>	<i>G. loading (N)</i>	<i>Stress</i>	<i>Contact pressure</i>	<i>Displacement</i>
1	710	1,49	2,82	0,01
2	1050	2,2	4,17	0,01
3	1450	3,03	5,75	0,02
4	1850	3,87	7,34	0,02
5	2100	4,4	8,33	0,02
6	2250	4,71	8,93	0,02
7	2326	4,87	9,23	0,03
8	2190	4,58	8,69	0,02
9	2120	4,44	8,41	0,02
10	2050	4,29	8,14	0,02
11	2000	4,19	7,94	0,02
12	1990	4,17	7,9	0,02
13	1980	4,14	7,86	0,02
14	1990	4,17	7,9	0,02
15	1985	4,15	7,88	0,02
16	2000	4,19	7,94	0,02
17	1980	4,14	7,86	0,02
18	1850	3,87	7,34	0,02
19	1680	3,52	6,67	0,02
20	1450	3,03	5,75	0,02
21	1200	2,51	4,76	0,01
22	1000	2,09	3,97	0,01
23	800	1,67	3,18	0,01
24	690	1,44	2,74	0,01
25	580	1,21	2,3	0,01
26	500	1,05	1,98	0,01
27	390	0,82	1,55	0
28	300	0,63	1,19	0
29	180	0,38	0,71	0
30	180	0,38	0,71	0
31	380	0,8	1,51	0
32	400	0,84	1,53	0

Tabel 8. Data hasil simulasi 3D

<i>Ti6AlV - UHMWPE</i>							
<i>Phase</i>	<i>Gait loading (N)</i>	<i>Femoral Head</i>			<i>Acetabular cup</i>		
		<i>Von Mises stress</i>	<i>Contact pressure</i>	<i>Displacement</i>	<i>Von Mises stress</i>	<i>Contact pressure</i>	<i>Displacement</i>
1	710	3,11	3,30	0,02	2,76	3,26	0,02
2	1050	4,60	4,88	0,02	4,09	4,83	0,02
3	1450	6,36	6,74	0,03	5,64	6,67	0,03
4	1850	8,11	8,60	0,04	7,20	8,51	0,04
5	2100	9,21	9,76	0,05	8,18	9,66	0,05
6	2250	9,87	10,46	0,05	8,76	10,35	0,05
7	2326	10,20	10,81	0,05	9,06	10,69	0,05
8	2190	9,60	10,18	0,05	8,53	10,07	0,05
9	2120	9,30	9,85	0,05	8,25	9,75	0,05
10	2050	8,99	9,53	0,05	7,94	9,43	0,05
11	2000	8,77	9,29	0,04	7,79	9,20	0,04
12	1990	8,73	9,25	0,04	7,75	9,15	0,04
13	1980	8,68	9,20	0,04	7,71	9,10	0,04
14	1990	8,73	9,25	0,04	7,75	9,15	0,04
15	1985	8,70	9,22	0,04	7,73	9,13	0,04
16	2000	8,77	9,29	0,04	7,79	9,20	0,04
17	1980	8,68	9,20	0,04	7,71	9,10	0,04
18	1850	8,11	8,60	0,04	7,20	8,51	0,04
19	1680	7,37	7,81	0,04	6,54	7,72	0,04
20	1450	6,36	6,74	0,03	5,64	6,67	0,03
21	1200	5,26	5,58	0,03	4,67	5,52	0,03
22	1000	4,38	4,65	0,02	3,89	4,60	0,02
23	800	3,51	3,72	0,02	3,11	3,68	0,02
24	690	3,03	3,21	0,02	2,68	3,17	0,02
25	580	2,54	2,70	0,01	2,26	2,67	0,01
26	500	2,19	2,32	0,01	1,95	2,30	0,01
27	390	1,71	1,81	0,01	1,52	1,70	0,01
28	300	1,32	1,39	0,01	1,17	1,38	0,01
29	180	0,79	0,84	0,004	0,70	0,83	0,004
30	180	0,79	0,84	0,004	0,70	0,83	0,004
31	380	1,67	1,77	0,009	1,48	1,75	0,008
32	400	1,75	1,86	0,009	1,56	1,84	0,009