

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

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

SKRIPSI

Oleh:
Nama: Fauzan Akbar
NPM: 213030050



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

SURAT PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan di bawah ini,

N a m a : Fauzan Akbar

Nomor Pokok Mahasiswa : 213030050

Program Studi : Teknik Mesin FT UNPAS

Dengan ini menyatakan bahwa:

1. Dalam 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 plagiarism.

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

Bandung, 23 Juni 2025

Penulis,



Fauzan Akbar

SURAT PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

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

N a m a: Fauzan Akbar

NPM: 213030050

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 CoCrMo terhadap UHMWPE 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 pakalan 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, 23 Juni 2025

Yang menyatakan,



Fauzan Akbar

LEMBAR PENGESAHAN PEMBIMBING

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



Nama: Fauzan Akbar
NPM : 213030050

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 CoCrMo terhadap *UHMWPE* Berdasarkan Indeks Massa Tubuh Orang Indonesia



Nama: Fauzan Akbar
NPM: 213030050

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

Puji syukur atas kehadiran Tuhan Yang Maha Esa yang telah memberikan kesehatan dan kekuatan, atas berkat dan penyertaan-Nya, sehingga tugas dan kewajiban dalam pembuatan laporan tugas akhir, dengan judul studi numerik kontak bantalan implan sendi pinggul berdasarkan indeks massa tubuh orang Indonesia, dapat Penulis selesaikan dengan baik dan lancar.

Tugas akhir ini disusun dengan tujuan memenuhi tugas dan kewajiban mahasiswa sebagai salah satu syarat memperoleh gelar sarjana program studi S1 Teknik Mesin Universitas Pasundan, untuk itu tidak lupa Penulis mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada:

1. Tuhan Yang Maha Esa.
2. Orang Tua yang selalu memberikan dukungan serta do'a kepada Penulis dalam melakukan setiap proses dalam penyusunan laporan ini.
3. Bapak Dr. Ir. Sugiharto, M.T., selaku Dosen Pembimbing I.
4. Bapak Dr. Ir. Muki Satya Permana, M.T., selaku Dosen Pembimbing II.
5. Bapak Prof. Dr. Ir. Yusman Taufik, M.P., selaku Dekan Fakultas Teknik.
6. Bapak Prof. Dr. H. Azhar Affandi, S.E., M.Sc., selaku Rektor Universitas Pasundan
7. Seluruh Staf dan Karyawan Universitas Pasundan telah mendukung dalam pengurusan penelitian ini.
8. Teman seperjuangan S1 Teknik Mesin yang telah meluangkan waktu, pikiran, dan tenaga dalam menyelesaikan penelitian ini.

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

Bandung, 23 Juni 2025

Fauzan Akbar

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	viii
DAFTAR TABEL	ix
ABSTRAK	x
ABSTRACT	xi
BAB I PENDAHULUAN	1
1. Latar belakang.....	1
2. Rumusan masalah	1
3. Tujuan	1
4. Lingkup masalah	1
5. Sistematika penulisan.....	2
BAB II STUDI LITERATUR	3
1. Kerangka tubuh manusia.....	3
2. Sendi pinggul	4
2.1. Pendefinisian gaya pada sendi pinggul	5
3. Studi material <i>acetabular cup</i> pada implan sendi pinggul	12
4. Pemodelan elemen hingga	15
BAB III METODE PENELITIAN	16
1. Tahapan penelitian	16
A. Pemodelan geometri.....	16
B. Pendefinisian material	16
C. Pembebanan	17
D. <i>Meshing</i>	17
E. <i>Running</i>	17
F. Konvergensi	17

G.	Hasil simulasi komputasi	17
H.	Pengolahan data dan analisis	17
2.	Pengujian yang dilakukan	17
3.	Peralatan yang digunakan	21
BAB IV	HASIL DAN PEMBAHASAN	22
1.	<i>Materials properties</i>	22
2.	Hasil Simulasi	23
3.	Grafik	26
BAB V	KESIMPULAN DAN SARAN	30
1.	Kesimpulan	30
2.	Saran	30
	DAFTAR PUSTAKA	31
	LAMPIRAN	34

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Kerangka tubuh manusia.....	3
Gambar 2. Sendi pinggul.	4
Gambar 3. Aplikasi implan sendi pinggul [8].....	5
Gambar 4. Arah gerak sendi pinggul [8].....	6
Gambar 5. Pendefinisian gaya pada sendi pinggul [8].....	7
Gambar 6. Grafik gaya pada indeks massa tubuh[8].	8
Gambar 7. Indeks massa tubuh[8].....	8
Gambar 8. Visualisasi implan dua dimensi[15].	9
Gambar 9. Visualisasi implan tiga dimensi.	10
Gambar 10. Distribusi gaya gait loading pada tiga arah utama [8].....	10
Gambar 11. Grafik <i>gait loading</i> [8].	11
Gambar 12. <i>Gait loading</i> [8].....	11
Gambar 13. Diagram alir.	16
Gambar 14. Pemodelan geometri.....	18
Gambar 15 . <i>axis symetri</i>	18
Gambar 16. DBB orang berjalan.....	19
Gambar 17. Struktur implant pada tulang.....	19
Gambar 18. Penyederhanaan model pembebanan.	20
Gambar 19. Pembebanan	20
Gambar 20. <i>Meshing</i>	21
Gambar 21. Hasil simulasi 2D jamari <i>contact pressure</i> pada beban maksimum [29].	24
Gambar 22. Grafik konvergensi.....	26
Gambar 23. Grafik tegangan pada CoCrMo terhadap <i>UHMWPE</i>	27
Gambar 24. Grafik tekanan kontak pada CoCrMo terhadap <i>UHMWPE</i>	28
Gambar 25. Grafik <i>displacement</i> pada CoCrMo vs <i>UHMWPE</i>	29

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Alat yang dibutuhkan	21
Tabel 2. <i>Material properties</i>	22
Tabel 3. Koefisien gesek untuk material kombinasi	22
Tabel 4. Hasil simulasi tiga dimensi	25
Tabel 5. Hasil simulasi dua dimensi	23
Tabel 6. Hasil simulasi.....	34

ABSTRAK

Kerusakan pada sendi pinggul merupakan permasalahan yang sering terjadi terutama pada pasien dengan obesitas dan usia lanjut. Hal ini dapat menyebabkan turunya fungsi mobilitas serta kualitas hidup pasien tersebut. Implan ini merupakan solusi pengganti sendi pinggul alami yang rusak akibat *osteoarthritis*. Fungsi asli sendi pinggul tetap dipertahankan sesuai dengan fungsi asli sendi tersebut agar pasien dapat beraktivitas kembali seperti biasa. Implan memiliki dua komponen utama yaitu *femoral head* dan *acetabular cup* dengan kombinasi material polimer dan logam. Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi performa mekanik implan melalui studi simulasi numerik dengan menggunakan perangkat lunak SolidWorks. Material yang digunakan dalam simulasi ini adalah kombinasi antara CoCrMo dan *UHMWPE*. Simulasi dilakukan dengan menggunakan metode elemen hingga berdasarkan beban gaya saat siklus berjalan yang disesuaikan dengan indeks massa tubuh orang Indonesia. Beban merupakan parameter utama untuk dianalisis pada kedua kontak komponen implan dengan menggunakan perangkat lunak SolidWorks. Hasil menunjukkan bahwa kombinasi kontak antara material CoCrMo dan *UHMWPE* menghasilkan nilai maksimum tekanan kontak sebesar 9.64 MPa, nilai tegangan Von Mises 9.31 MPa, dan nilai 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 CoCrMo dan *UHMWPE*.

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

ABSTRACT

Damage to the hip joint is a common problem, especially in obese and elderly patients. This can lead to a decline in mobility and quality of life for these patients. This implant is a replacement for natural hip joints damaged by osteoarthritis. The original function of the hip joint is maintained in accordance with the original function of the joint so that patients can resume their normal activities. The implant consists of two main components: the femoral head and acetabular cup, made from a combination of polymer and metal materials. This study aims to evaluate the mechanical performance of the implant through numerical simulation studies using SolidWorks software. The materials used in this simulation are a combination of CoCrMo and UHMWPE. The simulation was conducted using the finite element method based on the force load during the running cycle, adjusted to the body mass index of Indonesians. Load is the primary parameter analyzed for both implant component contacts using the SolidWorks software. The results show that the combination of contact between CoCrMo and UHMWPE materials produces a maximum contact pressure value of 9.64 MPa, a Von Mises stress value of 9.31 MPa, and a displacement value of 0.05 mm. This occurs in the seventh phase, which is the peak force phase that occurs when a person is walking. The Von Mises stress observed remains below the yield stress of both CoCrMo and UHMWPE materials.

Keywords: Body mass index, gait cycle, hip joint implants, SolidWorks, CoCrMo, UHMWPE.

BAB I PENDAHULUAN

1. Latar belakang

Permasalahan pada sendi panggul (*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].

Dalam bidang ortopedi dan rekayasa medis, penggunaan material untuk implan sendi panggul menjadi hal krusial. Salah satu pendekatan terkini adalah penggunaan material polimer sebagai alternatif dari logam atau keramik yang konvensional digunakan. Material polimer memiliki keunggulan seperti bobot yang lebih ringan, fleksibilitas tinggi, serta biokompatibilitas yang baik, namun tetap perlu dilakukan analisis mendalam terkait kekuatan, daya tahan, serta responsnya terhadap beban biomekanik tubuh manusia [2].

Analisis ini menjadi sangat penting untuk memastikan bahwa material yang digunakan mampu bertahan dalam jangka waktu lama dan tidak menimbulkan komplikasi pada pasien. Selain itu, penting juga untuk mempertimbangkan indeks massa tubuh (IMT) dari penduduk Indonesia dalam perancangan atau simulasi. Hal ini dikarenakan IMT mempengaruhi besar gaya yang ditransmisikan ke sendi panggul, sehingga struktur implan harus mampu menyesuaikan dengan karakteristik fisik mayoritas masyarakat lokal [3].

2. Rumusan masalah

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

3. Tujuan

Penelitian ini memiliki tujuan membuat pemodelan tiga dimensi material CoCrMo terhadap *UHMWPE* untuk mendapatkan tekanan kontak

4. Lingkup masalah

Ruang lingkup dari penelitian ini difokuskan pada data sekunder *gait loading* untuk digunakan dalam simulasi permukaan kontak antara *femoral head* dan *acetabular cup*

diasumsikan permukaannya halus tanpa mempertimbangkan kekasaran permukaan akibat proses manufaktur.

5. Sistematika penulisan

Dalam pelaporan tugas akhir ini, sistematika penulisan disusun dalam V bab. Bab 1 pendahuluan, membahas tentang latar belakang, perumusan masalah, lingkup masalah, dan tujuan penelitian. Bab II studi literatur, memaparkan studi literatur yang digunakan sebagai referensi yang digunakan sebagai referensi yang dijadikan dasar pelaksanaan penelitian ini. Bab III metode penelitian, menguraikan tahapan penelitian mulai dari pembuatan model, pengambilan data, pengolahan data, penyajian data. Bab IV hasil dan pembahasan, memaparkan hasil simulasi dan menganalisis tekanan kontak untuk dibandingkan dengan penelitian terdahulu. Bab V kesimpulan dan saran, mendefinisikan hasil dari penelitian yang telah dilakukan dan saran yang dijadikan dasar untuk penelitian berikutnya. Daftar pustaka, semua yang ditulis dalam skripsi ini dirujuk dari daftar pustaka.

BAB II STUDI LITERATUR

1. Kerangka tubuh manusia

Sistem rangka merupakan sistem yang menyimpan zat mineral, membentuk sel darah, melekatkan otot rangka, serta berfungsi melindungi dan menopang tubuh lunak. Terdiri dari tengkorak, tulang rusuk, tulang belakang, kerangka penyangga bahu, kerangka penyangga pinggul, dan tulang ekstremitas atas dan bawah [4].



Gambar 1. Kerangka tubuh manusia.

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 [5].

Fungsi sistem rangka tubuh manusia :

a. Menyokong tubuh

Sistem rangka memberikan struktur dan bentuk pada tubuh, serta menopang organ dan jaringan lainnya agar tetap pada posisinya.

b. Melindungi organ vital

Tulang-tulang tertentu berfungsi untuk melindungi organ-organ dalam, seperti:

- Tengkorak melindungi otak.
- Tulang rusuk dan sternum melindungi jantung dan paru-paru.
- Tulang belakang melindungi sumsum tulang belakang.

c. Membantu pergerakan

Tulang bekerja sama dengan otot dan sendi untuk memungkinkan pergerakan tubuh, baik dalam aktivitas sederhana seperti berjalan maupun gerakan kompleks.

d. Tempat produksi sel darah

Sumsum tulang merah yang terdapat di dalam tulang panjang, seperti tulang paha dan tulang panggul, bertanggung jawab dalam produksi sel darah merah, sel darah putih, dan trombosit.

e. Menyimpan mineral dan nutrisi

Tulang berfungsi sebagai tempat penyimpanan mineral penting seperti kalsium dan fosfor, yang berperan dalam kekuatan tulang serta keseimbangan elektrolit tubuh.

f. Menjaga keseimbangan dan postur tubuh

Struktur tulang yang kuat membantu tubuh tetap tegap dan menjaga keseimbangan saat bergerak atau berdiri.

g. Menyediakan tempat melekatnya otot

Banyak otot melekat pada tulang melalui tendon, memungkinkan gerakan yang terkoordinasi dan efisien.

2. Sendi pinggul

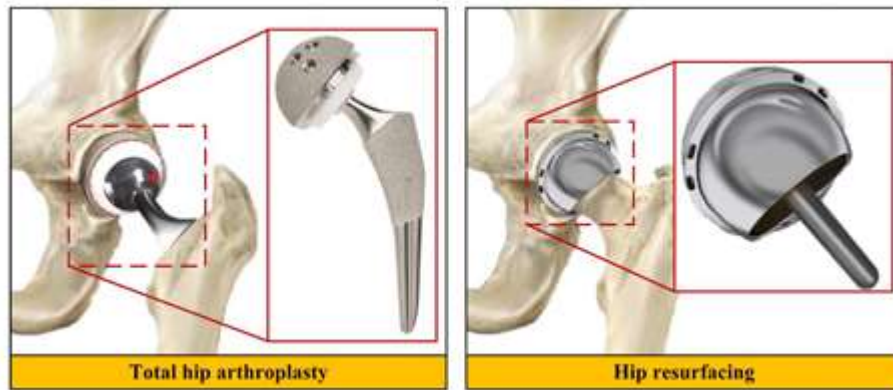
Sendi pinggul merupakan salah satu sendi utama dalam tubuh yang memiliki derajat kebebasan tinggi. Pemodelan kinematik sendi pinggul dilakukan untuk memahami bagaimana sendi ini bergerak dalam berbagai aktivitas seperti berjalan, berlari, dan duduk. Model ini mempertimbangkan interaksi antara tulang paha (*femur*) dan *acetabular* pada panggul [6].



Gambar 2. Sendi pinggul.

Sendi panggul adalah sendi bola dan soket yang menghubungkan kepala tulang paha dengan rongga panggul, memungkinkan gerakan fleksibel serta menopang beban tubuh saat berdiri, berjalan, dan bergerak [7].

2.1. Pendefinisian gaya pada sendi pinggul



Gambar 3. Aplikasi implan sendi pinggul [8].

Gambar di atas memperlihatkan dua teknik utama dalam prosedur penggantian sendi pinggul, yaitu Total Hip Arthroplasty (THA) dan Hip Resurfacing. Kedua metode ini digunakan untuk mengatasi kerusakan sendi pinggul akibat osteoarthritis, nekrosis avaskular, atau trauma, dengan tujuan mengembalikan fungsi sendi dan mengurangi rasa nyeri pada pasien [9].

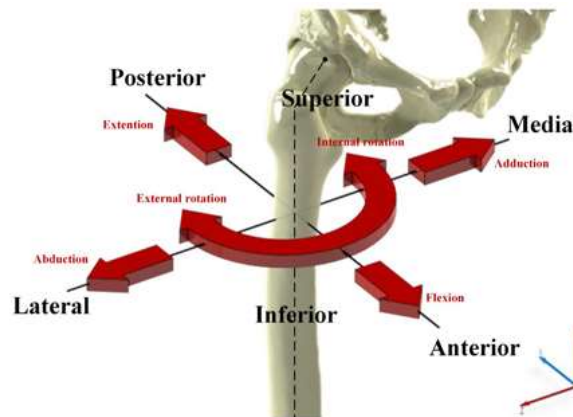
1. Total Hip Arthroplasty (THA):

Pada prosedur THA, kepala femur yang rusak diangkat sepenuhnya dan digantikan dengan komponen prostetik yang terdiri dari kepala femoral dan batang femoral (*femoral stem*) yang dimasukkan ke dalam saluran medula tulang paha. Selain itu, permukaan *acetabulum* juga digantikan dengan komponen cangkang logam dan liner, sehingga seluruh sendi diganti secara total. THA cocok untuk pasien dengan kerusakan sendi berat, terutama usia lanjut, karena memberikan kestabilan dan durabilitas tinggi [10].

2. Hip Resurfacing:

Berbeda dengan THA, prosedur *hip resurfacing* lebih konservatif karena tidak memerlukan pengangkatan seluruh kepala femur. Sebaliknya, kepala femur yang ada hanya dipangkas dan ditutup dengan kubah logam, sementara *acetabulum* tetap diganti dengan komponen logam seperti pada THA. Teknik ini mempertahankan lebih banyak struktur tulang alami dan sering dipilih untuk pasien yang lebih muda dan aktif karena mempermudah prosedur revisi di masa mendatang [11].

Gambar memperlihatkan perbedaan utama dari kedua prosedur ini, yaitu sejauh mana struktur tulang femur diubah atau dipertahankan. THA melibatkan pengangkatan penuh kepala femur, sedangkan hip resurfacing mempertahankannya dan hanya melapisi permukaannya. Pemilihan antara kedua metode ini bergantung pada usia, tingkat aktivitas, dan kondisi klinis pasien [11].



Gambar 4. Arah gerak sendi pinggul [8].

Gambar di atas menunjukkan berbagai arah dan jenis gerakan yang dapat dilakukan oleh sendi pinggul manusia. Sendi pinggul merupakan sendi bola-dan-soket (ball-and-socket joint) yang memungkinkan gerakan tiga dimensi dalam berbagai arah. Hal ini menjadikan sendi pinggul memiliki rentang gerak yang luas serta berperan penting dalam mobilitas tubuh, terutama saat berjalan, duduk, membungkuk, maupun melakukan rotasi tubuh [7].

Beberapa jenis gerakan utama pada sendi pinggul yang ditampilkan dalam gambar meliputi:

1. *Flexion* dan *Extension*:

Flexion merupakan gerakan mengangkat paha ke arah depan tubuh (*anterior*), sedangkan *extension* adalah gerakan menggerakkan paha ke arah belakang tubuh (*posterior*). Kedua gerakan ini terjadi pada bidang sagital.

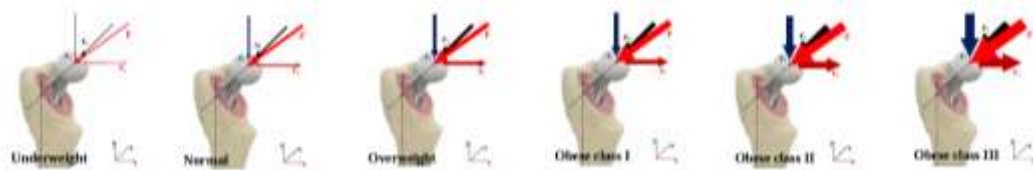
2. *Abduction* dan *Adduction*:

Abduction adalah gerakan menjauhkan paha dari garis tengah tubuh (arah *lateral*), sedangkan *adduction* merupakan gerakan mendekatkan paha ke garis tengah tubuh (arah *medial*). Gerakan ini terjadi pada bidang *frontal*.

3. *Internal* dan *External Rotation*:

Internal rotation (rotasi internal) adalah gerakan memutar paha ke arah dalam (*medial*), sedangkan *external rotation* (rotasi eksternal) adalah gerakan memutar paha ke arah luar (*lateral*). Gerakan ini terjadi pada bidang *transversal* dan penting dalam aktivitas berjalan maupun berpindah arah.

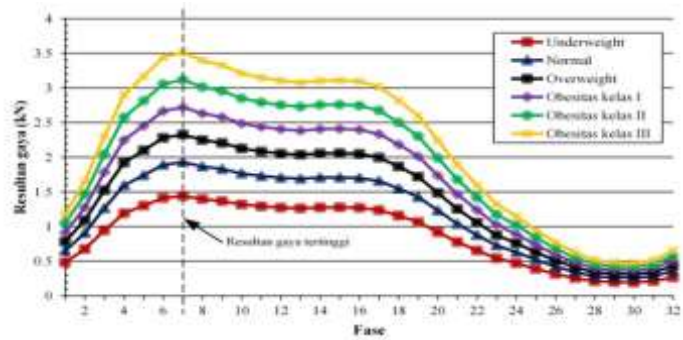
Arah orientasi tubuh seperti superior, inferior, anterior, posterior, medial, dan lateral digunakan untuk menjelaskan posisi relatif dari struktur anatomi. Pemahaman terhadap arah gerak dan orientasi ini penting dalam evaluasi biomekanika serta dalam perancangan dan analisis sistem prostetik seperti implan sendi pinggul [12].



Gambar 5. Pendefinisian gaya pada sendi pinggul [8]

Pada gambar 3 menunjukkan analisis gaya biomekanik pada sendi panggul, khususnya pada sistem implan panggul. Dalam ilustrasi tersebut, terlihat struktur tulang panggul yang berinteraksi dengan kepala femoral 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 atau CoCrMo. Diagram gaya ini juga membantu dalam mengkaji kondisi stress yang terjadi pada implan selama berbagai aktivitas pasien sehari-hari.



Gambar 6. Grafik gaya pada indeks massa tubuh [8].



Gambar 7. Indeks massa tubuh [8].

Gambar 7 dan 8 menunjukkan hubungan antara indeks massa tubuh (IMT) dengan besar resultan gaya yang bekerja pada sendi pinggul selama satu siklus berjalan (gait cycle). Grafik di bagian atas menampilkan nilai resultan gaya terhadap fase gait yang dibagi menjadi 32 fase, sedangkan bagian bawah menunjukkan klasifikasi IMT berdasarkan kategori WHO, yaitu: underweight, normal, overweight, obesitas kelas I, obesitas kelas II, dan obesitas kelas III.

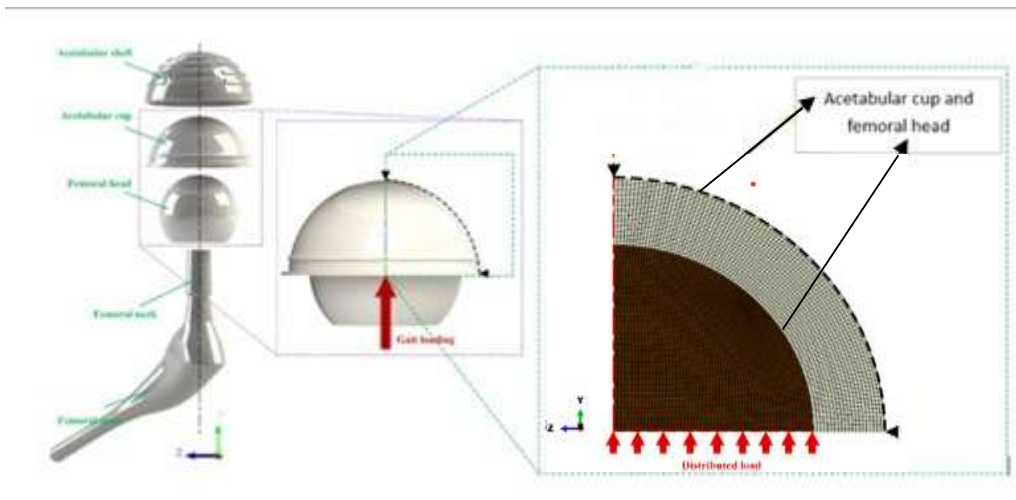
Terlihat bahwa semakin tinggi kategori IMT seseorang, maka semakin besar pula nilai resultan gaya yang bekerja pada sendi pinggulnya, terutama pada fase puncak (fase 6–10). Pada individu dengan obesitas kelas III, resultan gaya yang bekerja pada sendi pinggul dapat mencapai lebih dari 3,5 kali berat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

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 [13]. 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 [14].

Klasifikasi IMT pada gambar bawah mencakup:

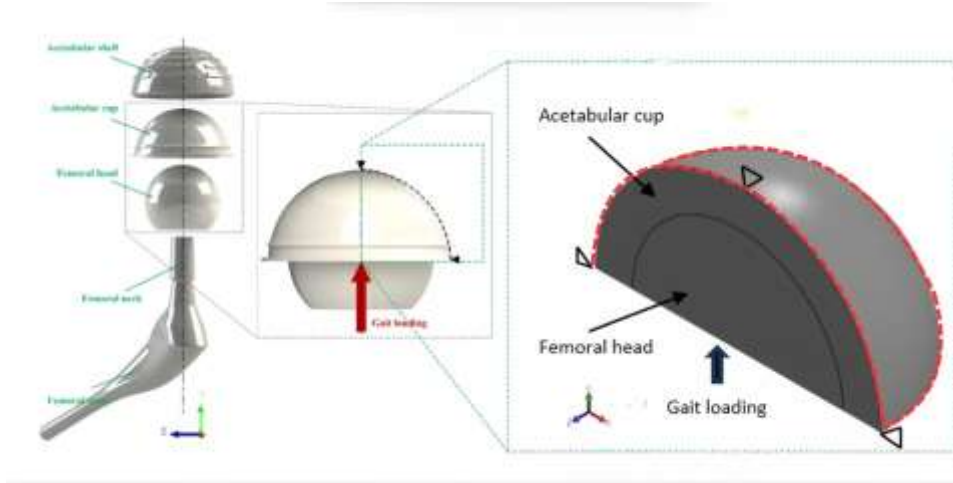
- < 18,5 : Kurang berat badan (biru)
- 18,5–24,9 : Normal (hijau)
- 25,0–29,9 : Kelebihan berat badan (kuning)
- 30,0–34,9 : Obesitas kelas I (oranye muda)
- 35,0–39,9 : Obesitas kelas II (oranye gelap)
- ≥ 40 : Obesitas kelas III (merah)

Pemahaman hubungan antara IMT dan beban biomekanik sendi sangat penting dalam upaya *preventif* maupun terapeutik pada kasus gangguan muskuloskeletal.



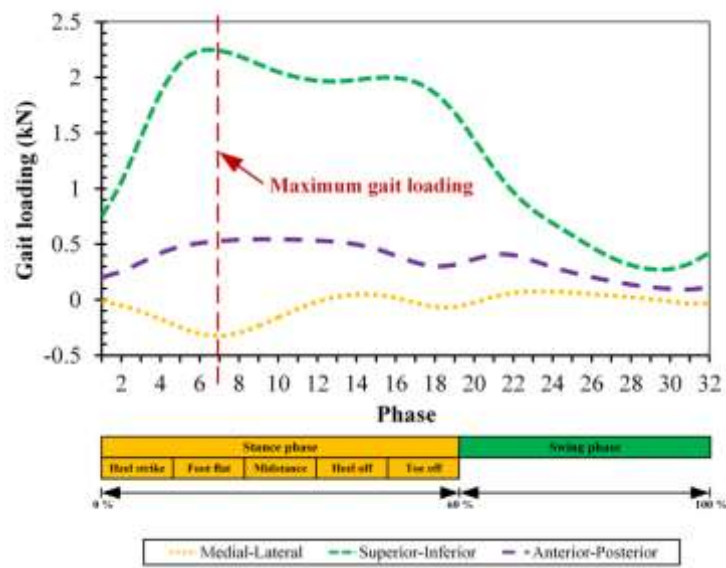
Gambar 8. Visualisasi implan dua dimensi [15].

Pada visualisasi dua dimensi ini telah dilakukan oleh Jamari [15] menggunakan perangkat lunak ABAQUS, dengan ukuran *femoral head* 28 mm dan *acetabular cup* 5 mm.



Gambar 9. Visualisasi implan tiga dimensi.

Gambar di atas merepresentasikan secara visual dari struktur dan beban pada implan sendi pinggul secara tiga dimensi dan dua dimensi. Model pendekatan dari komponen *femoral head* dan *acetabular cup* disisi kanan.



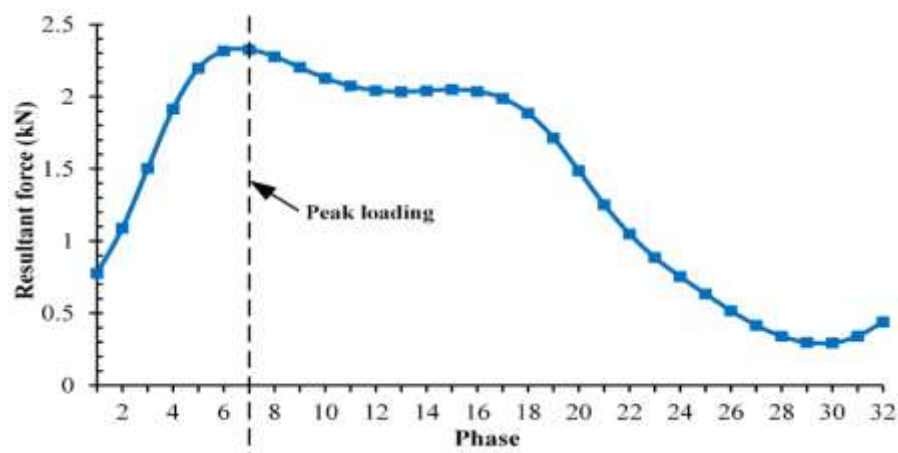
Gambar 10. Distribusi gaya gait loading pada tiga arah utama [8]

Gambar di atas menunjukkan distribusi gaya *gait loading* pada sendi pinggul manusia selama satu siklus berjalan (*gait cycle*), yang terbagi menjadi fase stance (60%) dan swing (40%). Grafik menggambarkan tiga komponen gaya berdasarkan arah gerak, yaitu: *superior-inferior* (garis hijau), *anterior-posterior* (garis ungu), dan *medial-lateral* (garis kuning).

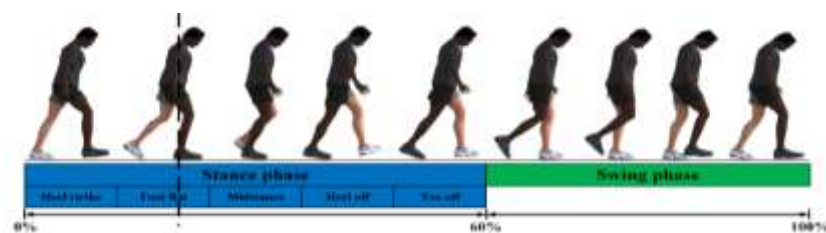
Pada arah *superior-inferior* (sumbu vertikal tubuh), gaya yang dihasilkan menunjukkan nilai paling dominan dibandingkan dua arah lainnya. Gaya maksimum tercapai sekitar fase ke-7 (antara *foot flat* dan *midstance*), dengan besar mendekati 2,3 kN. Hal ini menunjukkan bahwa beban vertikal yang diterima sendi pinggul paling tinggi terjadi saat kaki menopang penuh berat tubuh pada fase stance awal.

Komponen *anterior-posterior* menggambarkan gaya dorong dan tahan selama gerak maju-mundur tubuh. Nilainya relatif lebih kecil, dengan puncak sekitar 0,6 kN. Sementara itu, gaya pada arah *medial-lateral* menunjukkan fluktuasi rendah dengan nilai maksimum mendekati 0,2 kN, mengindikasikan stabilitas lateral tubuh saat berjalan.

Fase-fase gait seperti *heel strike*, *foot flat*, *midstance*, *heel off*, dan *toe off* ditunjukkan secara jelas pada bagian bawah gambar. Pemahaman tentang distribusi gaya gait pada berbagai arah ini penting dalam evaluasi biomekanika sendi pinggul dan menjadi dasar penting dalam simulasi elemen hingga serta desain implan pinggul yang optimal.



Gambar 11. Grafik *gait loading* [8].



Gambar 12. *Gait loading* [8].

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. Menurut Jamari et al. untuk

satu siklus yang disederhanakan menjadi 32 fase, namun tanpa mempertimbangkan jangkauan gerak seperti yang dilakukan oleh Basri et al. yang dijelaskan pada diatas, 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.

3. Studi material *acetabular cup* pada implan sendi pinggul

A. *UHMWPE*

UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) adalah salah satu jenis polietilena yang memiliki berat molekul sangat tinggi, biasanya melebihi 1,5 juta g/mol. Material ini terkenal karena sifat fisik dan mekaniknya yang unggul, seperti ketahanan aus yang tinggi, koefisien gesek rendah, serta kekuatan tarik yang baik[16]. Struktur molekul yang panjang membuat *UHMWPE* memiliki daya tahan terhadap gesekan dan abrasi, sehingga sangat cocok untuk aplikasi yang memerlukan ketahanan terhadap keausan [17]. Selain itu, material ini juga memiliki sifat inersia biologis, sehingga tidak bereaksi dengan jaringan tubuh manusia[18].

Dalam hal sifat mekanik dan fisik, *UHMWPE* memiliki kekuatan tarik sekitar 20-40 MPa, tergantung pada proses manufakturnya. Modulus elastisitasnya yang berkisar antara 0,6-1 GPa membuat material ini cukup fleksibel. Salah satu keunggulan utamanya adalah ketahanan terhadap benturan yang sangat tinggi, bahkan pada temperatur rendah. Dengan densitas sekitar 0,93-0,94 g/cm³, *UHMWPE* termasuk material yang ringan tetapi tetap kuat. Selain itu, material ini juga memiliki ketahanan kimia yang baik terhadap berbagai bahan kimia, asam, dan basa lemah [19].

Penggunaan *UHMWPE* sangat luas di berbagai bidang. Di sektor medis, material ini banyak digunakan untuk implan sendi lutut dan pinggul karena sifat biokompatibilitasnya yang tidak menimbulkan reaksi tubuh. Selain itu, *UHMWPE* juga dipakai untuk pembuatan alat-alat bedah dan ortopedi. Dalam industri manufaktur, material ini digunakan sebagai komponen conveyor, roda gigi, bantalan geser, dan pelapis permukaan untuk mengurangi gesekan serta mencegah keausan [20]. Sementara itu, di bidang olahraga dan rekreasi, *UHMWPE* diaplikasikan pada rompi antipeluru berkat kekuatannya yang tinggi, serta

pada tali pendakian dan kabel yang memerlukan daya tahan tinggi namun tetap ringan [19].

Proses pembuatan *UHMWPE* dilakukan melalui polimerisasi etilena menggunakan katalis Ziegler-Natta pada tekanan rendah. Berat molekulnya yang sangat tinggi menyebabkan material ini sulit untuk dicetak dengan metode konvensional seperti injection molding. Oleh karena itu, metode yang umum digunakan adalah sintering atau kompresi molding, yang mampu membentuk material ini menjadi komponen padat dengan sifat mekanik yang optimal [17].

Meskipun memiliki banyak keunggulan, *UHMWPE* juga memiliki beberapa keterbatasan. Salah satunya adalah kesulitan dalam pemrosesan karena viskositasnya yang tinggi. Material ini juga tidak tahan terhadap temperatur tinggi dan akan mulai melunak pada temperatur sekitar 130°C. Selain itu, sifat permukaannya yang non-polar membuatnya sulit untuk direkatkan atau dicat. Namun, keunggulan seperti ketahanan terhadap aus dan gesekan, ringan namun kuat, serta biokompatibilitas menjadikannya material pilihan di berbagai aplikasi yang memerlukan kombinasi kekuatan, fleksibilitas, dan ketahanan aus yang tinggi [20].

B. 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 [21]. 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 [21]. 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 [22]. 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 [23]. Selain itu, material ini dapat diproses melalui teknik pengecoran maupun pemrosesan serbuk logam, yang memungkinkan produksi komponen implan dengan geometri yang kompleks dan presisi tinggi.

C. SS316L

Stainless steel 316L (SS316L) merupakan salah satu material yang sering digunakan untuk pembuatan bantalan implan sendi pinggul karena sifat mekaniknya yang baik, ketahanan korosi yang tinggi, serta biokompatibilitasnya. SS316L termasuk dalam kelompok baja tahan karat austenitik yang memiliki kadar karbon rendah (*low carbon*), sehingga mampu meminimalkan risiko korosi intergranular yang dapat terjadi akibat proses sterilisasi atau kondisi lingkungan tubuh manusia [24]. Selain itu, kehadiran unsur kromium (Cr) dalam komposisi SS316L membentuk lapisan oksida kromium yang melindungi permukaan material dari reaksi oksidasi dan korosi [25]. Unsur molibdenum (Mo) juga berkontribusi dalam meningkatkan ketahanan terhadap korosi pitting yang sering terjadi pada lingkungan fisiologis yang mengandung klorida [26]. Meskipun memiliki keunggulan tersebut, SS316L tetap memiliki tantangan, seperti keausan dan pelepasan ion logam selama penggunaan jangka panjang di dalam tubuh. Oleh karena itu, penelitian terus dikembangkan untuk memodifikasi permukaan material guna meningkatkan ketahanan aus dan mengurangi pelepasan ion logam [27].

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. Sifat mekaniknya, termasuk kekuatan tarik yang tinggi dan modulus elastisitas yang relatif rendah dibandingkan logam lain, membantu mengurangi efek *stress 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.

4. 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 [28].

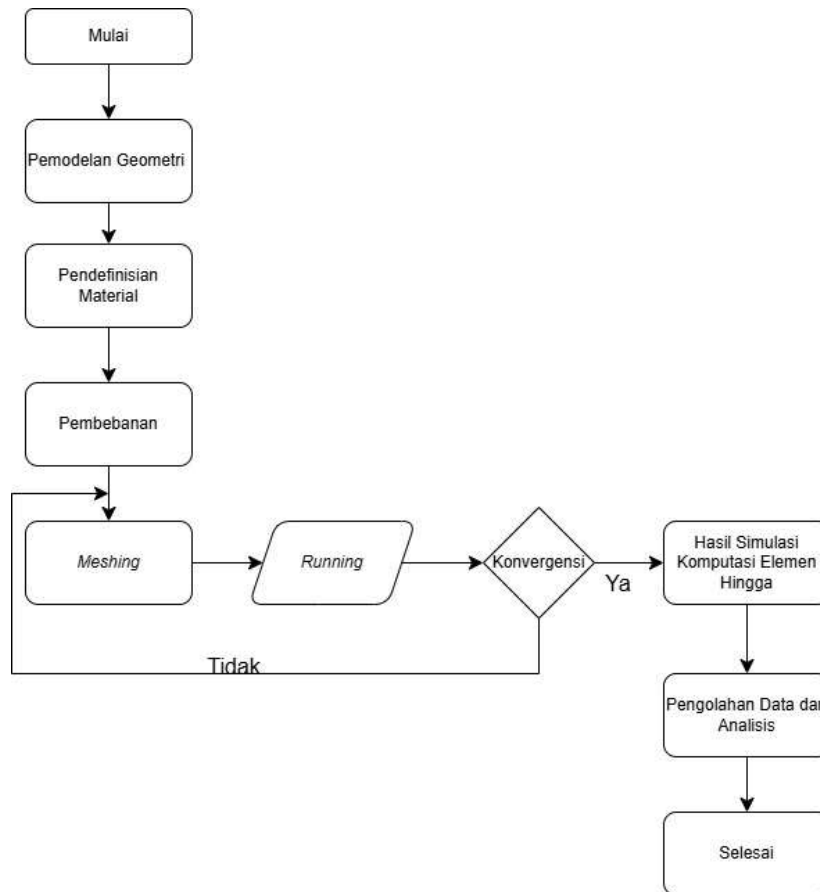
Dengan penerapan FEM, desain implan sendi pinggul dapat dibuat lebih efisien dan tahan lama, sehingga meningkatkan kualitas hidup pasien serta mengurangi kemungkinan komplikasi pascaoperasi [29].

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 METODE PENELITIAN

1. Tahapan penelitian

Berikut ini merupakan tahapan penelitian yang dilaksanakan:



Gambar 13. Diagram alir.

Berikut ini adalah penjelasan diagram alir dari tahapan penelitian studi numerik kontak bantalan implan sendi pinggul.

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 akurasi.

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 hasil konvergensi didapat jumlah elemen yang digunakan adalah 25.235 elemen, dengan ukuran elemen 1.1 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

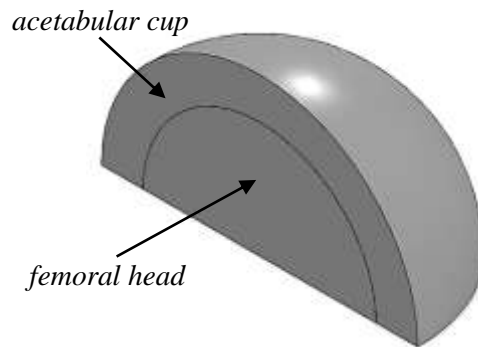
Tahap ini merupakan tahap terakhir dalam proses yang dimana hasil dari simulasi akan dianalisis untuk mendapatkan sebuah performa dari objek apakah sesuai dengan yang diinginkan atau bahkan harus mengalami perubahan.

2. Pengujian yang dilakukan

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

A. Pemodelan geometri

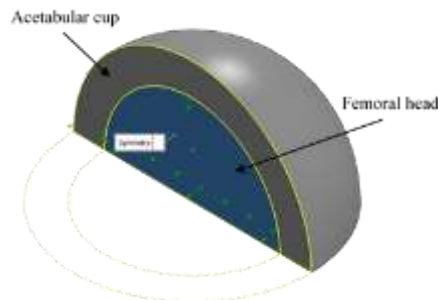
Pada proses awal penelitian ini adalah melakukan proses pemodelan geometri, dimana pada proses ini membuat model *acetabular cup* dan *femoral head*. Pemodelan ini dilakukan menggunakan fitur seperti *revolve* berdasarkan sketsa 2D. Tujuannya adalah untuk merepresentasikan desain produk secara visual dan matematis agar dapat dianalisis dan dimodifikasi sesuai kebutuhan. Model yang dihasilkan bisa berupa bentuk solid maupun *surface*, dan dapat dikendalikan secara parametrik sehingga perubahan ukuran atau bentuk dapat dilakukan dengan mudah melalui pengaturan nilai numerik.



Gambar 14. Pemodelan geometri.

B. Pemodelan constrain

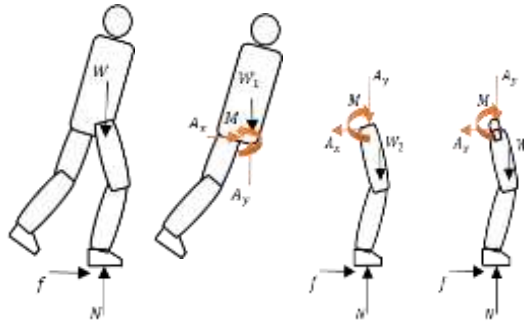
Setelah model terbentuk, tahap selanjutnya adalah pemodelan *constrain* atau kondisi batas. *Constrain* digunakan untuk meniru kondisi nyata yang dihadapi oleh produk saat digunakan, seperti titik tumpu, penguncian, atau sambungan. *Constrain* disebut *fixtures*, yang bisa berupa *fixed geometry* (bagian benar-benar diam), *roller/slider* (gerak terbatas), atau *use reference geometry* (berdasarkan permukaan atau titik tertentu). *Constrain* sangat penting untuk mencegah gerakan bebas yang tidak realistis dalam simulasi dan untuk memastikan bahwa model bereaksi terhadap beban seperti dalam kondisi nyata.



Gambar 15 . *axis symetri*.

C. Pembebanan

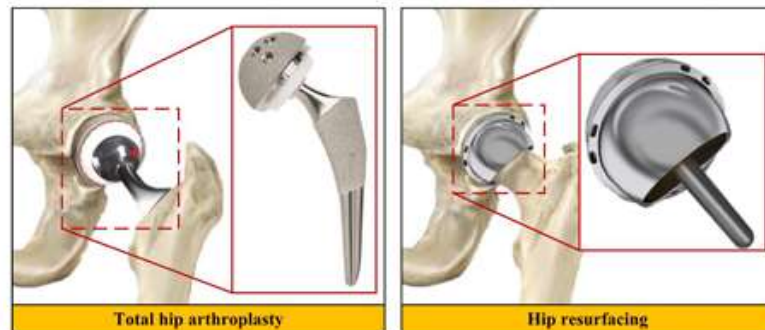
Diagram benda bebas orang berjalan



Gambar 16. DBB orang berjalan.

Gambar 16 menyatakan gambar diagram benda bebas orang sedang berjalan yang dimana berat tubuh ditumpu oleh satu kaki.

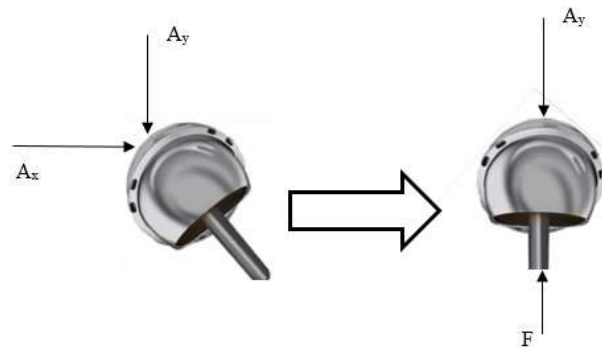
diagram benda bebas (DBB) yang menunjukkan gaya-gaya yang bekerja pada tubuh manusia saat berjalan. Gaya berat tubuh bekerja ke bawah, sedangkan gaya reaksi tanah muncul pada kontak kaki dengan permukaan untuk menahan tubuh dan mendorongnya maju.



Gambar 17. Struktur implan pada tulang.

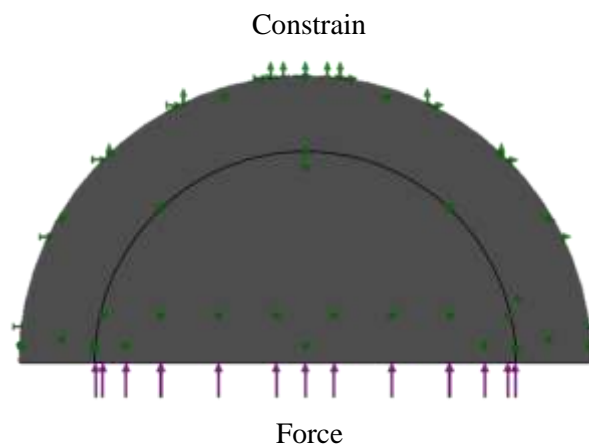
Gambar 17 menyatakan bahwa orientasi implan itu sejajar tulang paha yang dalam hal ini membentuk sudut. Untuk menyederhanakan analisis, orientasi implan dianggap tegak lurus. Besarnya beban pada permukaan implan diperoleh dari gambar 10 untuk arah superior-inferior, yaitu A_y seperti tampak pada gambar 18.

Penyerhadaan pembebanan



Gambar 18. Penyederhanaan model pembebanan.

Dari analisis pembebanan ini kemudian model pembebanan pada SolidWorks seperti tampak pada gambar 19, dimana beban vertikal pada permukaan bawah implan merupakan gaya terdistribusi yang resultannya sama dengan gaya A_y .



Gambar 19. Pembebanan

Gambar di atas 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. 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*.

D. Pemodelan *meshing*

Terakhir, dilakukan pemodelan *meshing*, yaitu proses pembagian model menjadi elemen-elemen kecil yang disebut *mesh*. Proses ini memungkinkan komputer untuk menganalisis model menggunakan metode elemen hingga (*Finite Element Method*). Jenis *mesh* yang digunakan dapat berupa *solid mesh* untuk objek padat, *shell mesh* untuk struktur tipis, dan *beam mesh* untuk kerangka. Keakuratan hasil simulasi sangat dipengaruhi oleh ukuran dan kualitas *mesh*. Oleh karena itu, *meshing* sering kali dilakukan dengan teknik *refinement* di area kritis untuk meningkatkan presisi perhitungan tanpa membebani proses komputasi secara keseluruhan.



Gambar 20. *Meshing*.

3. Peralatan yang digunakan

Dalam penelitian ini, dibutuhkan peralatan dan bahan sebagai berikut :

Tabel 1. Alat yang dibutuhkan.

No	Peralatan	Jumlah
1	Komputer	1 Set
2	SolidWorks	1

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

1. *Materials properties*

Tabel 2. *Material properties* [30] [31] [32] [33].

<i>Component</i>	<i>Material</i>	<i>Yield Strenght (Mpa)</i>	<i>Poisson's Ratio</i>
<i>Femoral Head</i>	CoCrMo	450	0,3
	SS 316L	170	
	Ti6Al4V	827	
<i>Acetabular Cup</i>	<i>UHMWPE</i>	23	

Tabel di atas menunjukkan sifat mekanik dari material yang digunakan pada komponen implan sendi pinggul, yaitu *femoral head* dan *acetabular cup*. Komponen *femoral head* memanfaatkan material logam seperti CoCrMo, SS 316L, dan Ti6Al4V. CoCrMo memiliki kekuatan luluh 450 MPa dan dikenal tahan korosi. SS 316L, meskipun hanya memiliki kekuatan luluh 170 MPa, tetap digunakan karena biokompatibilitasnya. Ti6Al4V memiliki kekuatan luluh tertinggi sebesar 827 MPa dan rasio Poisson 0.3, dengan keunggulan berupa ringan, kuat, dan tahan korosi [30] [31] [32] [33].

Sementara itu, *acetabular cup* menggunakan *UHMWPE* dengan kekuatan luluh 23 MPa. Material ini bersifat lunak, tahan aus, dan memiliki koefisien gesekan rendah, menjadikannya ideal untuk kontak langsung dengan femoral head. Secara umum, rasio Poisson untuk logam berada pada kisaran 0.3, sedangkan *UHMWPE* sekitar 0.4. Pemilihan material ini bertujuan untuk mendukung kinerja mekanik dan biokompatibilitas jangka panjang implan sendi pinggul.

Tabel 3. Koefisien gesek untuk material kombinasi [15].

<i>Material's Component</i>		<i>Coefficient of Friction</i>
<i>Femoral Head</i>	<i>Acetabular Cup</i>	
CoCrMo	<i>UHMWPE</i>	0.11
SS 316L	<i>UHMWPE</i>	0.1
Ti6Al4V	<i>UHMWPE</i>	0.0561

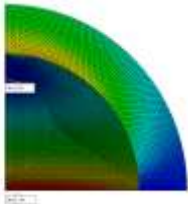
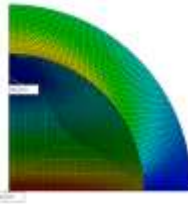
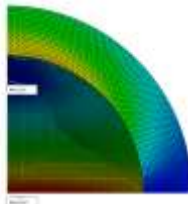
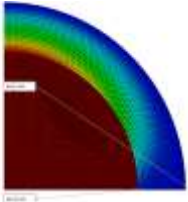
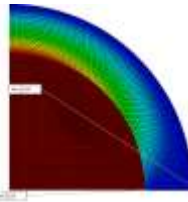
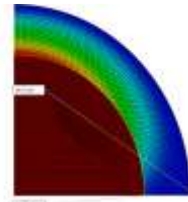
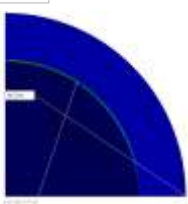
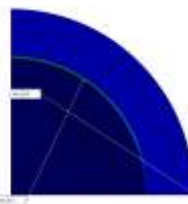
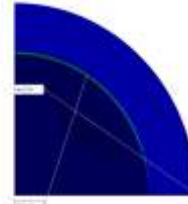
Kekasaran kontak antarmuka dua benda didapat dari koefisien gesek. Koefisien gesek ini diperlukan dalam sebuah simulasi komputasi untuk menunjukkan kondisi kekasaran antarmuka bantalan. Tidak hanya koefisien gesek saja yang diperlukan,

parameter seperti *poisson ratio* pun dibutuhkan untuk menentukan sifat mekanis material. Untuk *poisson ratio* semua material adalah 0.3.

Proses penelitian yang telah dilakukan, memperoleh data berupa grafik, angka dan gambar dari pengujian yang telah dilakukan.

2. Hasil Simulasi

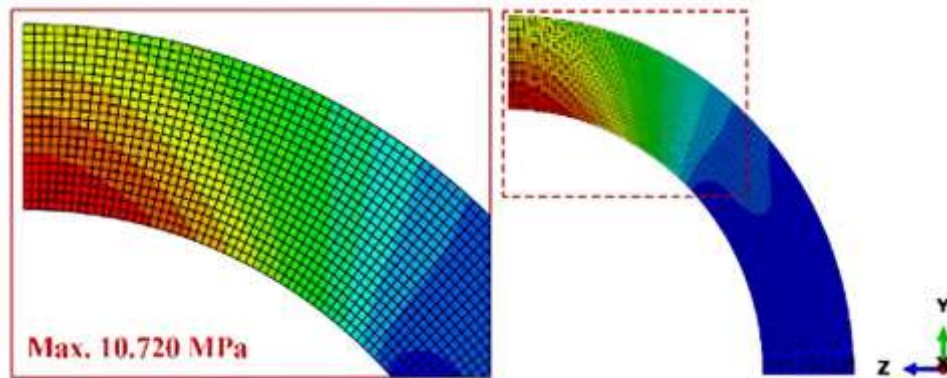
Tabel 4. Hasil simulasi dua dimensi.

	CoCrMo - UHMWPE		
	1 Phase	7 Phase	32 Phase
von Mises stress	2,84 MPa 	4,89 MPa 	0,84 MPa 
Displacement	0,02 mm 	0,03 mm 	0,004 mm 
Contact Pressure	2,94 MPa 	9,31 MPa 	1,60 MPa 

Pada simulasi menggunakan dua dimensi menunjukkan hasil yang sama seperti tiga dimensi pada fase ke-7, namun pada fase ke-32 menunjukkan hasil yang berbeda pada tegangannya simulasi dua dimensi menunjukkan nilai sebesar 0.84 MPa sedangkan pada simulasi tiga dimensi menunjukkan hasil 1.60 MPa pada tegangannya.

Hasil simulasi tiga dimensi ini memberikan sebuah prediksi distribusi tegangan yang lebih tinggi pada fase ke-32 dibandingkan dengan dua dimensi. Hal ini mengindikasikan bahwa analisi tiga dimensi memiliki tingkat akurasi yang lebih baik dalam mempresentasikan kondisi nyata.

Fasa ke-7 dan *gait cycle* teridentifikasi sebagai fase yang paling kritis menghasilkan nilai maksimum pada tegangan, perpindahan, dan tekanan kontak. Kondisi ini penting dalam menilai daya tahan material implan terhadap pembebanan berulang. Kombinasi dari material CoCrMo – *UHMWPE* ini menunjukkan kinerja mekanik yang masih berada dalam batas aman, namun besarnya tekanan kontak pada permukaan *UHMWPE* dapat mempercepat proses keausan yang berpotensi mempengaruhi umur pakai implan pinggul dalam jangka panjang.

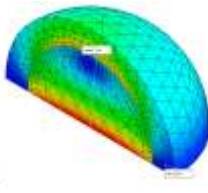
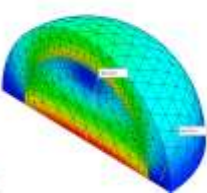
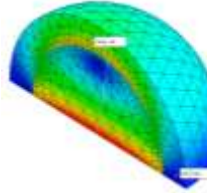
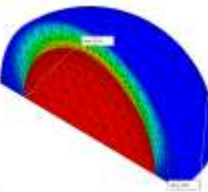
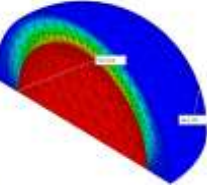
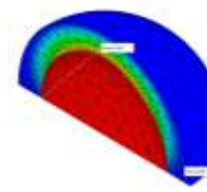
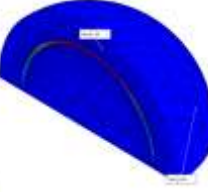
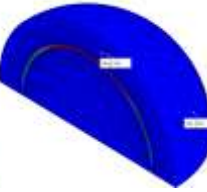



Gambar 21. Hasil simulasi 2D jamari *contact pressure* pada beban maksimum [29].

Hasil simulasi yang telah dilakukan oleh Jamari kemudian divalidasi dengan hasil penelitian terdahulu [29], *contact pressure* yang didapat pada penelitian Jamari yaitu 10.720 MPa, selisih hasil dari penelitian ini yaitu 1.41 MPa.

Tabel di bawah merupakan tabel hasil dari simulasi tiga dimensi pada fase puncak yaitu fase ke-7.

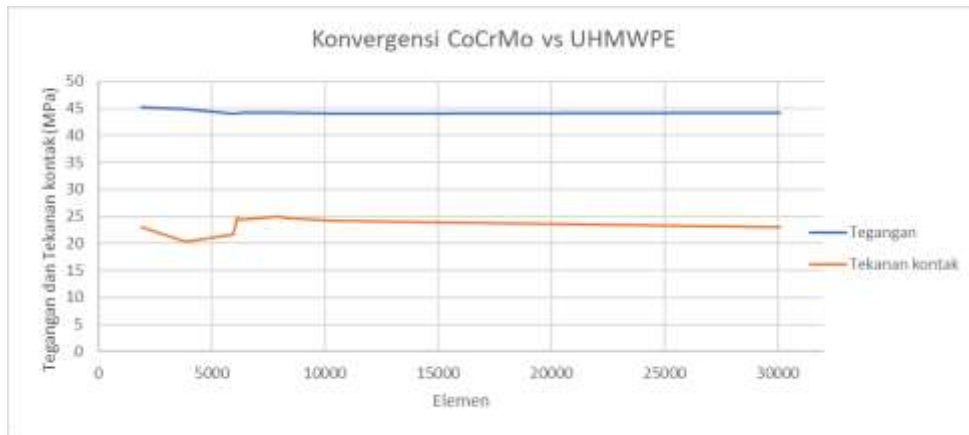
Tabel 5. Hasil simulasi tiga dimensi.

	CoCrMo - UHMWPE		
	1 Phase	7 Phase	32 Phase
von Mises stress	2,84 MPa 	9,31 MPa 	1,60 MPa 
Displacement	0,02 mm 	0,05 mm 	0,008 mm 
Contact Pressure	2,94 MPa 	9,64 MPa 	1,66 MPa 

Pada tabel tersebut menampilkan hasil simulasi numerik yang dilakukan pada material kombinasi CoCrMo – UHMWPE. Pada fase ke-7 merupakan fase puncak, tegangan memiliki nilai sebesar 9.31 MPa, *displacement* sebesar 0.05 mm yang mengindikasikan deformasi maksimum, dan tekanan kontak sebesar 9.64 MPa.

3. Grafik

A. Konvergensi



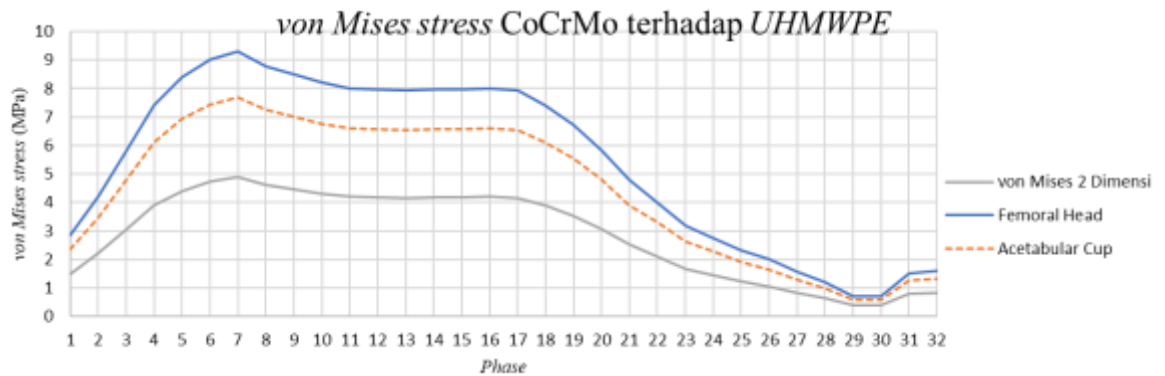
Gambar 22. Grafik konvergensi.

Pada sumbu X (Elemen), grafik ini menggambarkan jumlah elemen yang digunakan dalam simulasi, yang berkisar dari 0 hingga 30.000. Sementara itu, pada sumbu Y (MPa), ditunjukkan nilai tegangan dalam *Mega Pascal* (MPa), dengan rentang 0 hingga 50 MPa, yang menggambarkan distribusi tegangan pada material tersebut.

Terdapat dua garis dalam grafik ini. Garis biru, yang mewakili tegangan maksimum, menunjukkan bahwa nilai VMS cenderung stabil dan hampir tidak mengalami perubahan signifikan meskipun jumlah elemen meningkat, dengan nilai sekitar 45 MPa. Hal ini menunjukkan bahwa respons tegangan material tetap konsisten sepanjang simulasi. Di sisi lain, garis oranye yang mewakili tekanan kontak (CP) menunjukkan fluktuasi pada tahap awal simulasi, namun setelah mencapai sekitar 10.000 elemen, garis ini cenderung stabil pada nilai sekitar 25 MPa. Fluktuasi awal ini mengindikasikan adanya masalah konvergensi atau sensitivitas pada tahap awal simulasi, namun hasilnya kemudian stabil seiring bertambahnya jumlah elemen.

Secara keseluruhan, grafik ini memberikan gambaran mengenai akurasi dan stabilitas hasil simulasi seiring dengan perbaikan jumlah elemen, yang bertujuan untuk memastikan bahwa hasil simulasi tidak lagi berubah secara signifikan ketika elemen terus diperhalus. Jenis elemen yang dipakai elemen solid dengan empat nodal parameter *curvature based mesh* dan ukuran *mesh* 1.1 mm jumlah 25.235 elemen.

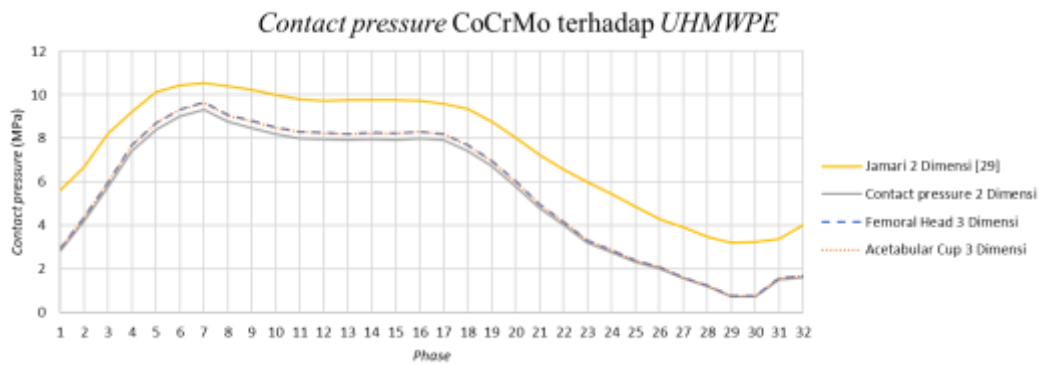
B. Tegangan pada CoCrMo terhadap UHMWPE



Gambar 23. Grafik tegangan pada CoCrMo terhadap UHMWPE.

Grafik pada gambar 21 menunjukkan distribusi tegangan Von Mises (MPa) terhadap fase (1–32) pada tiga parameter, yaitu Von Mises dua dimensi, *femoral head*, dan *acetabular cup*. Ketiga kurva memperlihatkan pola serupa, yakni peningkatan tegangan pada fase awal (1–6), pencapaian puncak pada fase 6–8, kestabilan pada fase menengah (8–18), serta penurunan signifikan hingga mencapai nilai mendekati 1 MPa pada fase 29–32. Dari ketiga parameter tersebut, *femoral head* menunjukkan tegangan maksimum tertinggi sekitar 9.5 MPa, diikuti *acetabular cup* sebesar 7.0 MPa, dan Von Mises dua dimensi sebesar 5.5 MPa. Perbedaan persentase menunjukkan bahwa *acetabular cup* memiliki nilai 26% lebih rendah dibandingkan *femoral head*, sedangkan Von Mises dua dimensi 42% lebih rendah dibandingkan *femoral head* dan 21% lebih rendah dibandingkan *acetabular cup*.

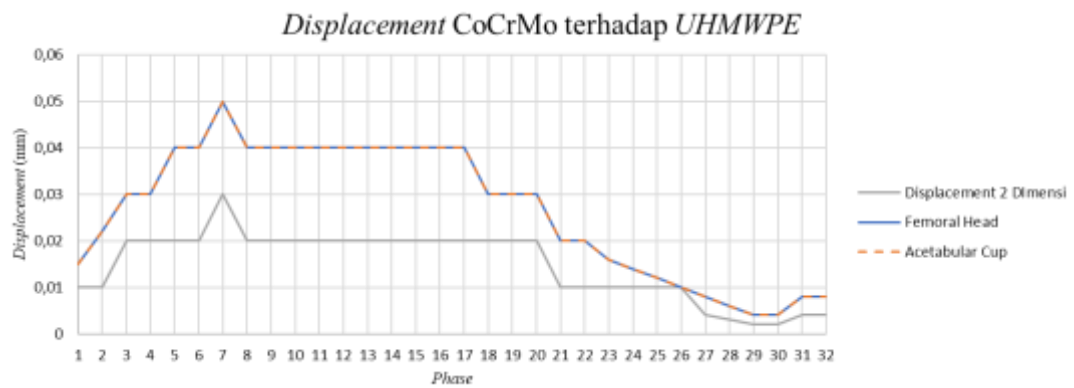
Perbedaan nilai tersebut dapat dijelaskan melalui mekanisme transfer beban antara material CoCrMo pada *femoral head* dan UHMWPE pada *acetabular cup*. Material CoCrMo dengan modulus elastisitas tinggi menanggung konsentrasi tegangan yang lebih besar, sehingga menghasilkan nilai Von Mises stress tertinggi. Sebaliknya, UHMWPE sebagai material polimer viskoelastik memiliki kemampuan deformasi lebih tinggi, sehingga tegangan maksimum yang diterima relatif lebih rendah. Hal ini menunjukkan bahwa perbedaan sifat mekanis material berpengaruh langsung terhadap distribusi tegangan, yang penting diperhatikan dalam desain dan analisis biomekanik untuk meminimalkan risiko keausan (*wear*) serta kegagalan implan pada jangka panjang.



Gambar 24. Grafik tekanan kontak pada CoCrMo terhadap UHMWPE.

Grafik pada Gambar 22 memperlihatkan distribusi contact pressure (MPa) terhadap fase (1–32) pada empat parameter, yaitu Jamari dua dimensi, contact pressure dua dimensi, femoral head tiga dimensi, dan acetabular cup tiga dimensi. Pola keseluruhan menunjukkan tren serupa dengan peningkatan tekanan kontak pada fase awal (fase 1–6), mencapai puncak pada fase 6–8, kemudian relatif stabil pada fase menengah (8–18), dan akhirnya mengalami penurunan hingga mendekati 1 MPa pada fase 29–32. Hasil analisis memperlihatkan bahwa kurva Jamari dua dimensi menghasilkan nilai tertinggi, dengan puncak sekitar 10.5 MPa, sedangkan tiga kurva lainnya (contact pressure dua dimensi, femoral head tiga dimensi, dan acetabular cup tiga dimensi) menunjukkan nilai hampir berimpit dengan puncak sekitar 8.5 MPa.

Berdasarkan perhitungan, nilai puncak *contact pressure* hasil simulasi (dua dimensi maupun tiga dimensi) lebih rendah dibandingkan hasil penelitian Jamari, dengan selisih sekitar 8.31%. Hal ini menunjukkan adanya perbedaan metode pemodelan serta pendekatan numerik yang memengaruhi distribusi tekanan kontak. Perbedaan ini dapat dijelaskan karena model Jamari menggunakan penyederhanaan dua dimensi yang cenderung memberikan estimasi lebih tinggi dibandingkan representasi tiga dimensi, di mana distribusi beban lebih merata antara *femoral head* dan *acetabular cup*. Analisis dua dimensi menghasilkan nilai konservatif untuk tekanan kontak, sementara pemodelan tiga dimensi lebih mendekati kondisi nyata pada sistem implan pinggul. Oleh karena itu, meskipun hasil simulasi ini lebih rendah dibandingkan referensi Jamari, secara akademis dapat dikatakan bahwa pendekatan tiga dimensi memberikan representasi biomekanik yang lebih realistis.



Gambar 25. Grafik *displacement* pada CoCrMo vs UHMWPE.

Grafik pada gambar 25 menunjukkan distribusi perpindahan (*displacement*) CoCrMo terhadap UHMWPE pada tiga parameter, yaitu *displacement* dua dimensi, *femoral head*, dan *acetabular cup* sepanjang fase (1–32). Secara umum, pola ketiganya serupa dengan peningkatan *displacement* pada fase awal (1–7), mencapai puncak pada fase 7–8, kemudian stabil pada fase menengah (8–18), serta menurun secara bertahap pada fase akhir (19–32). Hasil pengamatan memperlihatkan bahwa *femoral head* dan *acetabular cup* memiliki kurva hampir identik, dengan nilai puncak sekitar 0.05 mm, sedangkan *displacement* dua dimensi menunjukkan nilai lebih rendah dengan puncak sekitar 0.025 mm. hal ini mengindikasikan bahwa representasi tiga dimensi menghasilkan nilai *displacement* yang lebih tinggi dan lebih konsisten dibandingkan pendekatan dua dimensi.

Perhitungan perbedaan menunjukkan bahwa *displacement* maksimum *displacement* dua dimensi adalah sekitar 50% lebih rendah dibandingkan nilai pada *femoral head* maupun *acetabular cup*. Perbedaan ini dapat dijelaskan karena pemodelan dua dimensi menyederhanakan geometri dan distribusi beban, sehingga tidak mampu menangkap deformasi aktual yang terjadi pada sistem implan pinggul. Sebaliknya, pemodelan tiga dimensi memberikan distribusi deformasi yang lebih realistis, sesuai dengan kondisi kontak antara CoCrMo dan UHMWPE pada sendi pinggul buatan. Temuan ini menegaskan pentingnya pemodelan tiga dimensi dalam analisis biomekanik, terutama untuk memprediksi *displacement* yang akurat sebagai dasar evaluasi kinerja implan dalam jangka panjang.

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

1. Kesimpulan

Dari pembahasan diatas maka didapatkan data mekanik material yang dapat disimpulkan bahwa pada hasil simulasi dengan menggunakan jenis elemen *solid* dengan parameter *curvature based mesh* dan ukuran 1.1 mm sebanyak 25.235 elemen pada fase puncak yaitu fase ke-7 didapatkan:

- Pada *UHMWPE (acetabular cup)* tegangan sebesar 7.69 MPa, *displacement* sebesar 0.05 mm, dan *contact pressure* sebesar 9.63 MPa.
- Pada *CoCrMo (femoral head)* tegangan sebesar 9.31 MPa, *displacement* sebesar 0.05 mm, dan *contact pressure* sebesar 9.64 MPa.
- Dari sifat mekanik material *CoCrMo* memiliki *yield strength* sebesar 450 Mpa, hal ini menunjukkan bahwa material *CoCrMo* memiliki kinerja mekanik yang memadai terhadap beban serta memiliki potensi ketahanan yang baik.
- Dari sifat mekanik material *UHMWPE* memiliki *yield strength* sebesar 23 Mpa, hal ini menunjukkan bahwa material *CoCrMo* memiliki kinerja mekanik yang memadai terhadap beban serta memiliki potensi ketahanan yang baik.

2. Saran

Untuk mendapatkan hasil penelitian yang optimal maka diperlukannya pengujian secara eksperimental mekanika kontak antara *acetabular cup* dengan material *UHMWPE* dan *femoral head* dengan material *SS316L*. untuk memperbaiki hasil dalam pengujian *in vitro* ini perlu dilakukan analisis kekrasan dan pelumasan permukaan kontak. Untuk meyakinkan penelitian ini kedepannya perlu dilakukan pengujian *in vivo*.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] W. Halloran, "The role of finite element analysis in orthopedic implant design," *J. Biomech.*, vol. 123, p. 110504, 2021, doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110504.
- [2] M. Bracco, "Polymer-based hip implants: A review of materials and design," *J. Appl. Biomater. Funct. Mater.*, vol. 19, pp. 45–56, 2021, doi: 10.1177/2280800021993222.
- [3] S. D. Indrawati and H. Nugroho, "Hubungan indeks massa tubuh dengan risiko osteoarthritis pada populasi Indonesia," *J. Kedokt. Indones.*, vol. 11, pp. 145–152, 2020, doi: 10.23886/jki.v11i3.223.
- [4] K. Hoehn, "Human Anatomy & Physiology," vol. 11, 2019, doi: 10.1016/C2016-0-04384-7.
- [5] H. Smith, "The role of the skeletal system in supporting human physiology," *J. Hum. Anat.*, vol. 45, pp. 120–130, 2020, doi: 10.1080/08912963.2020.1752032.
- [6] A. Amis, "Musculoskeletal modelling of the hip joint," *Clin. Biomech.*, vol. 68, pp. 94–102, 2019, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.05.010.
- [7] D. W. Murray, "The anatomy and biomechanics of the hip joint," *Bone Joint J.*, vol. 103-B, pp. 401–409, 2021, doi: 10.1302/0301-620X.103B4.BJJ-2020-1672.R1.
- [8] 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, 2022, doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e12050.
- [9] J. W. Thomas *et al.*, "Total Hip Arthroplasty: Techniques and Outcomes," *J. Arthroplasty*, vol. 27, pp. 543–550, 2012, doi: 10.1016/j.arth.2011.06.018.
- [10] D. J. Berry, "Total hip arthroplasty: Current concepts and future directions," vol. 393, pp. 1662–1671, 2019, doi: 10.1016/S0140-6736(19)30418-2.
- [11] P. F. Beaulé, "Hip resurfacing: Rationale, results and revision surgery," *Hip Int.*, vol. 28, pp. 2–10, 2018, doi: 10.1177/1120700017748174.
- [12] E. Cenni, "Platelet-rich plasma impairs osteoclast generation from human precursors of peripheral blood," *J. Orthop. Res.*, vol. 28, no. 6, pp. 792–797, Jun. 2010, doi: 10.1002/jor.21073.
- [13] B. Bazrgari, "Trunk response analysis under sudden forward perturbations using a kinematics-driven model," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 9, pp. 1193–1200, Jun. 2009,

doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.014.

- [14] A. J. Kinney et al., “Hip Biomechanics and Prosthetic Design Considerations,” *J. Orthop. Res.*, vol. 28, pp. 778–784, 2010, doi: 10.1002/jor.21073.
- [15] J. Jamari, M. I. Ammarullah, G. Santoso, S. Sugiharto, and T. Supriyono, “Computational Contact Pressure Prediction of CoCrMo , SS 316L and Ti6Al4V Femoral Head against UHMWPE Acetabular Cup under Gait Cycle,” 2022.
- [16] D. Rethwisch, “Materials Science and Engineering: An Introduction, 10th ed. Wiley, 2018”, doi: 10.1002/9781119311847.
- [17] Steven M. Kurtz, *The UHMWPE Handbook: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement*. [Online]. Available: https://books.google.co.id/books?hl=id&lr&id=bkuFjppEdMcC&oi=fnd&pg=PP1&dq=The+UHMWPE+Handbook:+UltraHigh+Molecular+Weight+Polyethylene+in+Total+Joint+Replacement&ots=ppha0iSDC7&sig=LZLxjYaXC_poiy9w8OcT3aBU_Us&redir_esc=y&pli=1#v=onepage&q&f=false
- [18] B. Ratner, *BIOMATERIALS SCIENCE An Introduction to Materials in Medicine Edited by*. 1996. doi: 10.1016/B978-0-12-374626-9.00001-1.
- [19] K. Chawla, “Composite Materials: Science and Engineering. Springer, 2012”, doi: 10.1007/978-0-387-74365-3.
- [20] ASTM International, “Standard Specification for Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Molding and Extrusion Materials, ASTM D4020-11, 2015”, doi: 10.1520/D4020-11.
- [21] J. Black and G. Hastings, *Handbook of Biomaterial Properties*. 2016. doi: 10.1007/978-1-4939-3305-1_12.
- [22] D. Dowson, “Bio-tribology of Hip Joint Replacements,” *Tribology International*, vol. 38, 2005, doi: 10.1016/j.triboint.2004.08.014.
- [23] 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.
- [24] J. R. Davis, “HANDBOOK OF MATERIALS FOR MEDICAL DEVICES,” 2003, doi: 10.1361/hmmd2003p001.
- [25] M. de Mele, “Corrosion behavior of stainless steels in simulated body fluids of

- different pH,” *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 58, pp. 169–179, 2001, doi: 10.1002/jbm.1030.
- [26] D. Dubé, “Developments in metallic biodegradable stents,” *Acta Biomater.*, vol. 6, pp. 1693–1707, 2010, doi: 10.1016/j.actbio.2009.10.037.
- [27] R. Asokamani, “Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review,” *Prog. Mater. Sci.*, vol. 54, pp. 397–425, 2009, doi: 10.1016/j.pmatsci.2008.06.004.
- [28] R. L. Taylor, “O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, and J. Z. Zhu,” vol. 7, 2013, doi: 10.1016/C2010-0-64813-4.
- [29] N. S. Ali, “Finite element analysis of hip joint replacement: A review,” *Appl. Mech. Mater.*, vol. 663, pp. 126–130, 2014, doi: 10.4028/www.scientific.net/AMM.663.126.
- [30] Ltd. Heanjia Super-Metals Co., “Cobalt-Chromium Alloy CoCrMo Data Sheet.” Accessed: Sep. 10, 2025. [Online]. Available: <http://www.super-metals.com>.
- [31] Direct Plastics, “UHMWPE Natural PE-1000 (Ultra High Molecular Weight Polyethylene),” vol. 1000, p. 7072, 2001.
- [32] “Titanium 6AL-4V Data Sheet Rev 01,” 2020. Accessed: Sep. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.titanium.com>. [33] Azom, “Stainless Steel 316/316l (UNS S31600),” *Heanjia Super-Metals Co.*, vol. 10, no. 6, p. 3, 2018, [Online]. Available: www.super-metals.com

LAMPIRAN

Tabel 6. Hasil simulasi

CoCrMo - UHMWPE							
Phase	G.loading (N)	Femoral Head			Acetabular cup		
		Vms	CP	Displacement	Vms	CP	Displacement
1	710	3,35	7,8	0,23	13,98	7,8	0,23
2	1050	4,94	11,35	0,34	20,39	8,51	0,34
3	1450	6,81	15,51	0,47	27,88	11,62	0,47
4	1850	8,69	19,67	0,6	35,33	14,72	0,6
5	2100	9,86	22,26	0,68	39,93	16,63	0,68
6	2250	10,57	23,82	0,73	42,79	17,82	0,73
7	2326	10,92	24,63	0,75	44,23	18,42	0,75
8	2190	10,29	23,17	0,71	41,65	17,34	0,71
9	2120	9,96	22,46	0,68	40,31	16,79	0,68
10	2050	9,62	21,71	0,66	38,98	16,23	0,66
11	2000	9,39	21,15	0,65	38,03	15,84	0,64
12	1990	9,35	21,05	0,64	37,84	15,76	0,64
13	1980	9,29	20,97	0,64	37,65	15,68	0,64
14	1990	9,35	21,05	0,64	37,84	15,76	0,64
15	1985	9,32	21,02	0,64	37,75	15,72	0,64
16	2000	9,39	21,15	0,65	38,03	15,84	0,64
17	1980	9,29	20,97	0,64	37,65	15,68	0,64
18	1850	8,69	19,67	0,6	35,33	14,72	0,6
19	1680	7,89	17,89	0,54	32,16	13,4	0,54
20	1450	6,81	15,51	0,47	27,88	11,62	0,47
21	1200	5,64	12,89	0,39	23,18	9,67	0,39
22	1000	4,71	10,84	0,32	19,47	8,13	0,32
23	800	3,78	8,79	0,26	15,76	6,59	0,26
24	690	3,26	7,59	0,22	13,59	5,68	0,22
25	580	2,74	6,37	0,19	11,42	4,78	0,19
26	500	2,36	5,49	0,16	9,85	4,12	0,16
27	390	1,84	4,3	0,13	7,7	3,22	0,13
28	300	1,46	3,46	0,1	6,09	2,63	0,1
29	180	0,87	2,08	0,06	3,65	1,58	0,06
30	180	0,87	2,08	0,06	3,65	1,58	0,06
31	380	1,8	4,2	0,12	7,52	3,15	0,12
32	400	1,89	4,4	0,13	7,88	4,4	0,13