

## **ANALISIS PENGARUH MATERIAL PADA KOMPONEN *ACETABULAR CUP* TERHADAP *DUAL MOBILITY HIP JOINT PROSTHESIS* DENGAN PERTIMBANGAN *GAIT CYCLE* DENGAN METODE *FINITE ELEMENT METHOD (FEM)***

**\*Frans Richard Binsar<sup>1</sup>, Mohammad Tauviqirahman<sup>2</sup>, Muchammad<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

<sup>2</sup>Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang Semarang 50275, Telp. +62247460059

\*E-mail: fransrichard7@gmail.com

### **Abstrak**

Pemilihan material pada komponen acetabular cup memiliki peranan krusial dalam menentukan performa mekanis dan umur pakai dari prostesis sendi panggul tipe *dual mobility*. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh variasi material *acetabular cup* terhadap distribusi tegangan dan deformasi selama fase gait cycle menggunakan metode elemen hingga (*Finite Element Method/FEM*) melalui perangkat lunak *ANSYS* 2023 R2. Simulasi dilakukan secara statik pada enam fase gait cycle (0%, 20%, 35%, 50%, 65%, dan 100%) terhadap lima jenis material: SS 316L, Titanium, CoCr, 30 CF/PEEK, dan UHMWPE. Hasil simulasi menunjukkan bahwa material CoCr menghasilkan tegangan *Von-Mises* tertinggi sebesar 28 MPa pada fase 35% gait cycle dan tegangan Tresca maksimum sebesar 16,5 MPa pada fase 60%. Sebaliknya, UHMWPE menunjukkan tegangan *Von-Mises* dan Tresca terendah, yaitu 4,3 MPa dan 3,1 MPa, mencerminkan sifat elastis namun berpotensi aus dalam jangka panjang. Deformasi terbesar dicatat pada material Titanium sebesar 0,105 mm, sedangkan 30 CF/PEEK dan UHMWPE menunjukkan deformasi paling rendah masing-masing sebesar 0,032 mm dan 0,028 mm. Material 30 CF/PEEK menampilkan respons mekanis paling seimbang, dengan tegangan *Von-Mises* dan Tresca maksimum 12,4 MPa dan deformasi yang minimal, sehingga berpotensi menjadi pilihan unggulan untuk aplikasi acetabular cup. Temuan ini menegaskan pentingnya pemilihan material yang tepat dalam desain implant, khususnya untuk mencapai keseimbangan antara kekuatan struktur, ketahanan deformasi, dan performa terhadap keausan dalam kondisi pembebaan fisiologis.

**Kata Kunci:** *acetabular cup; dual mobility hip joint prosthesis; fem; gait cycle*

### **Abstract**

*The selection of material for the acetabular cup plays a critical role in determining the mechanical performance and service life of dual mobility hip joint prostheses. This study aims to analyze the influence of different acetabular cup materials on stress distribution and deformation under dynamic loading conditions during the gait cycle using the Finite Element Method (FEM) through ANSYS 2023 R2. The simulation was conducted in a static structural setup across six gait cycle phases (0%, 20%, 35%, 50%, 65%, and 100%) with five material variations: SS 316L, Titanium, CoCr, 30 CF/PEEK, and UHMWPE. The results revealed that CoCr produced the highest Von-Mises stress of 28 MPa at the 35% gait cycle phase and the maximum Tresca stress of 16.5 MPa at 60%. In contrast, UHMWPE exhibited the lowest Von-Mises and Tresca stresses, recorded at 4.3 MPa and 3.1 MPa, respectively, indicating good elasticity but with higher long-term wear potential. Titanium showed the highest deformation of 0.105 mm, while 30 CF/PEEK and UHMWPE demonstrated the lowest deformations, at 0.032 mm and 0.028 mm, respectively. Notably, 30 CF/PEEK showed a balanced mechanical response with a maximum Von-Mises stress of 12.4 MPa, Tresca stress of 12.4 MPa, and minimal deformation, making it a strong candidate for acetabular cup applications. These findings highlight the importance of material selection in optimizing implant design by balancing structural strength, deformation resistance, and wear performance under physiological loading conditions.*

**Keywords:** *acetabular cup; dual mobility hip joint prosthesis; finite element method; gait cycle*

### **1. Pendahuluan**

Sendi panggul merupakan salah satu sendi utama dalam sistem muskuloskeletal manusia yang berperan penting dalam mendukung aktivitas fungsional seperti berjalan, berdiri, duduk, dan berlari. Sendi ini menghubungkan tulang paha (femur) dengan tulang panggul (pelvis) melalui mekanisme *ball-and-socket*, yang memungkinkan gerakan multi-arah dengan stabilitas tinggi [1]. namun, seiring bertambahnya usia dan akibat faktor trauma atau penyakit degeneratif seperti

osteoarthritis dan rheumatoid arthritis, sendi panggul berisiko mengalami kerusakan struktural [2], [3]. Ketika kerusakan sendi panggul telah mencapai tahap lanjut dan tidak lagi merespons terapi konservatif seperti fisioterapi atau medikamentosa, tindakan Total Hip Arthroplasty (THA) menjadi pilihan utama. THA merupakan prosedur pembedahan untuk menggantikan sendi panggul yang rusak dengan sistem implan prostetik guna mengembalikan fungsi mobilitas dan mengurangi nyeri kronis [4]. Sistem implan ini terdiri dari tiga komponen utama: *femoral stem*, *femoral head*, dan *acetabular cup*. Komponen acetabular cup memiliki fungsi vital sebagai permukaan penampung kepala femur buatan yang secara langsung menerima beban mekanis selama aktivitas seperti berjalan [5]. Selama berlangsungnya *gait cycle*, terutama pada fase *stance*, area kontak antara femoral head dan acetabular cup mengalami beban yang bervariasi dan berulang. Beban ini, jika tidak terdistribusi secara optimal, dapat menyebabkan keausan, deformasi, atau bahkan kegagalan implan [6], [7]. Oleh karena itu, karakteristik mekanik dari material *acetabular cup* menjadi faktor krusial dalam menjamin performa jangka panjang dari sistem implan. Beberapa material yang umum digunakan antara lain *Stainless Steel 316L*, *titanium alloy* (Ti-6Al-4V), *cobalt-chromium* (CoCr), *ultra-high molecular weight polyethylene* (UHMWPE), dan 30% *carbon fiber reinforced PEEK* (30 CF/PEEK) [8], [9], [10], [11]. Pemilihan material harus mempertimbangkan faktor kekuatan, biokompatibilitas, ketahanan aus, dan kemampuan redaman terhadap tegangan dinamis. Sebagai alternatif dari desain konvensional, sistem *dual mobility hip prosthesis* menawarkan keunggulan biomekanik melalui penggunaan dua permukaan artikulasi yang meningkatkan rentang gerak dan menurunkan risiko dislokasi [12]. analisis kinerja biomekanik dari sistem implan dapat dilakukan secara numerik menggunakan Metode Elemen Hingga (*Finite Element Method*/FEM). FEM memungkinkan simulasi kompleks dari struktur dan kondisi pembebanan yang menyerupai situasi fisiologis tubuh manusia, serta mampu memprediksi tegangan, deformasi, dan potensi kegagalan tanpa melalui uji fisik yang mahal. [13], [14] Berdasarkan latar belakang tersebut, penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh variasi material pada acetabular cup terhadap distribusi tegangan *Von-Mises*, tegangan Tresca, dan deformasi, dengan mempertimbangkan fase *gait cycle*. Simulasi dilakukan secara statik menggunakan perangkat lunak ANSYS 2023 R2. Hasil penelitian diharapkan dapat memberikan kontribusi dalam pemilihan material implan yang optimal dan berkelanjutan untuk sistem *dual mobility hip joint prosthesis*.

## 2. Bahan dan Metode Penelitian

### 2.1 Material properties

Penelitian ini merupakan studi numerik berbasis simulasi menggunakan *Finite Element Method* (FEM) yang bertujuan untuk menganalisis pengaruh variasi material pada *acetabular cup* terhadap tegangan *von-mises*, deformasi, dan tegangan tresca selama *gait cycle* pada prosthesis sendi panggul tipe *dual mobility*. Dual mobility hip joint prosthesis terdiri dari *femoral head*, *outer liner*, *inner liner*, *acetabular cup*. *Femoral head* didefinisikan sebagai *rigid body*. *Inner liner* terbuat dari UHMWPE, outer liner terbuat dari *Stainless steel 316L*, sedangkan pada acetabular cup terbuat dari 5 variasi material terdiri dari *Stainless steel 316L*, *Titanium*, *CoCr*, *30CF/PEEK*, *UHMWPE*. Material properties bisa dilihat pada tabel 1.

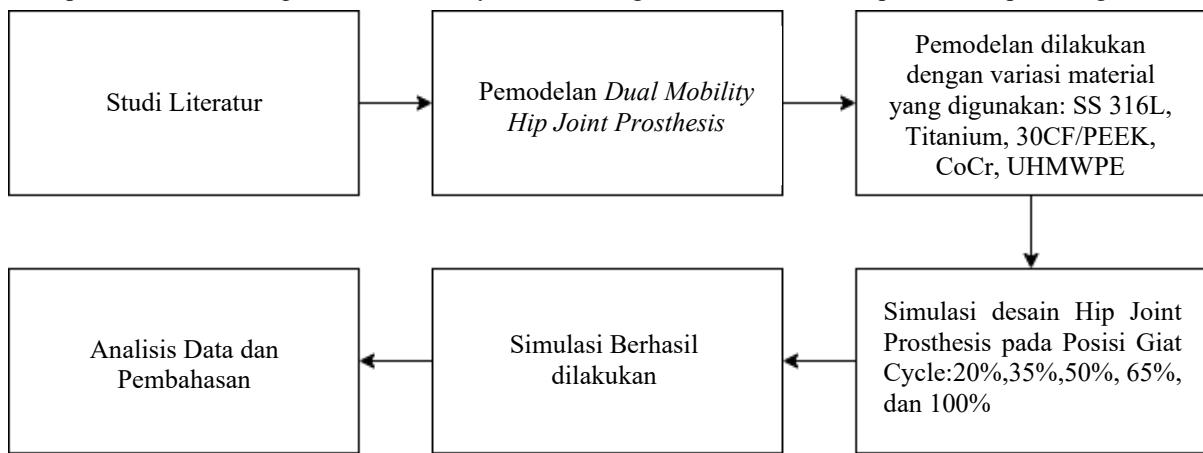
**Tabel 1.** Material Properties

	Young modulus	Density	Possion Ratio
SS 316L	193 Gpa		0,3
Titanium	114 Gpa	4430 Kg/m <sup>3</sup>	0,34
UHMWPE	1 Gpa		0,4
30 CF/PEEK	252 GPa	1306 Kg/m <sup>3</sup>	0,379
CoCr	210 Gpa	7800 Kg/m <sup>3</sup>	0,3

### 2.2 Metode Penelitian

Pada penelitian ini terdapat proses desain dan analisis *hip joint prosthesis*. Gambar 1. dibawah menunjukkan langkah – langkah pada penelitian yang akan dilakukan. Pada penelitian ini dengan mengawali studi literatur yang terkait dengan analisis dan simulasi *finite element method* (FEM) pada model *dual mobility hip joint prosthesis* atau implan sendi panggul buatan dan pengolahan data tegangan kontak *von mises*, deformasi, tegangan maksimum yang terjadi pada model tersebut. Model yang akan disimulasikan merupakan model *dual mobility hip joint prosthesis* yang mengacu pada model. Langkah berikutnya melakukan variasi material yang diaplikasikan pada komponen acetabular cup. Setelah itu, simulasi dilakukan dengan memberikan beban pada *femoral head* dengan memikirkan pertambahan gaya presentase *gait cycle*. Setelah proses melakukan simulasi dan data yang dibutuhkan sudah tercapai, langkah yang berikutnya merupakan mengolah data sehingga didapatkan grafik tegangan kontak *von mises*, deformasi, tegangan maksimum pada komponen *dual mobility hip joint prosthesis* pada variasi material yang dilakukan dan tampilan kontur

pada komponen *acetubular cup*. Proses berikutnya adalah menganalisa data hasil dan penulisan laporan tugas akhir

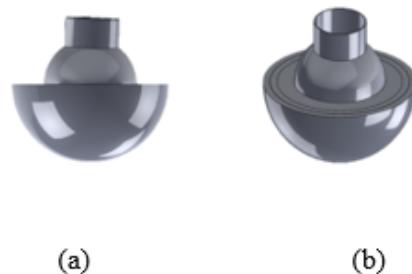


**Gambar 1.** Diagram alur penelitian *dual mobility hip joint prosthesis*.

Pada penelitian ini memodifikasi pada material acetubular cup pada dual mobility hip joint prosthesis dengan variasi: *Stainless steel* 316L, Titanium, 30CF/PEEK, CoCr, UHMWPE. Penyesuaian ini dilakukan berdasarkan studi literatur terdahulu yang relevan serta mempertimbangkan keterbatasan dan spesifik geometri yang diterapkan tetap valid secara ilmiah namun realistik untuk kondisi eksperimental yang ada.

### 2.3 Geometry dari Dual Hip Joint Prosthesis

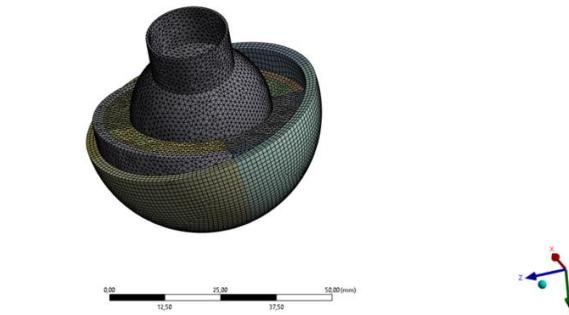
Pemodelan komponen *Dual Hip Joint Prosthesis* untuk melakukan kegiatan berjalan yang telah dikembangkan pada penelitian sebelumnya pada *femoral head* 28 mm, *inner liner* 28,2 mm dan 40,2 mm, *outer liner* 40,2 mm dan 45 mm dan *acetubular cup* 45,2 mm dan 50 mm[15]. Geometri tersebut dimodelkan menggunakan perangkat lunak Solidworks seperti gambar 1. kemudian model tersebut diimpor ke dalam ANSYS *Design Modeler*. Geometri Dual Hip Joint Prosthesis dapat dilihat pada gambar 1.



**Gambar 2.** Tampilan *Dual Hip Prosthesis* Tampak (a) depan (b) *isometric*

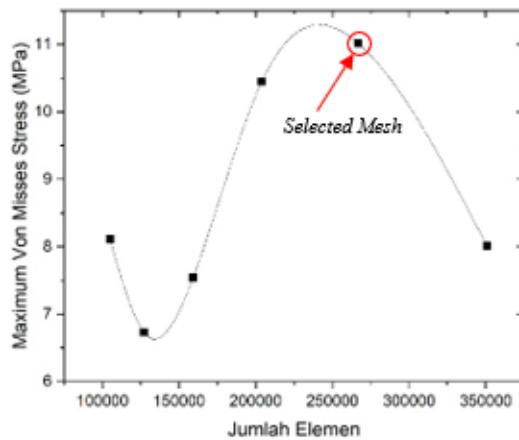
### 2.4 Meshing

Pada proses meshing dilakukan dengan membagi komponen menjadi elemen-elemen, proses tersebut dilakukan pada modul (*static struktural*). Pada penelitian ini menggunakan *4-node tetrahedral elements* untuk komponen *outer liner*, *inner liner*, *femoral head*. Pada komponen *acetubular cup* menggunakan *5-node hexahedral* untuk menilai keakuratan dari pemodelan dan memastikan peningkatan hasil dengan menggunakan ukuran grid yang lebih kecil, grid *independent study* dilakukan pada domain solid seperti pada gambar 3 dibawah ini



**Gambar 3.** Meshing geometri

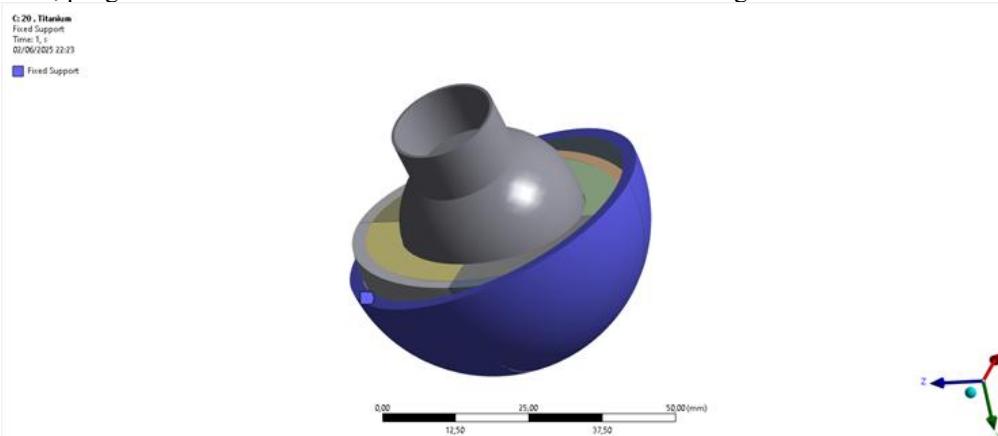
Proses Grid independence test merupakan bagian dari pembuatan meshing, proses ini bertujuan untuk mengetahui jumlah pada element yang sesuai dengan kriteria penelitian dengan membandingkan jumlah element dengan salah satu aspek penelitian hingga tercapai hasil kestabilan yang diperlukan pada penelitian. Pada elemen solid, maximum Von-Misses stress sudah stabil 11 MPa pada 266877 element, maka dapat digunakan jumlah 266877 pada penelitian ini. Grafik independence test untuk elemen solid bisa dilihat pada gambar 4. dibawah ini



Gambar 4. Grafik Maximum Von-mises Stress

## 2.5 Pendefinisian Kondisi Batas

Pendefinisian kondisi batas pada static struktural yang pertama melakukan penentuan *fixed support*, yang diberikan pada bagian terluar dari acetabular cup untuk mencegah pergerakan atau perpindahan. *Fixed support* adalah salah satu parameter kondisi batas untuk mencegah geometri atau mesh yang dipilih mengalami pergerakan (moving) atau berdeformasi (deforming). Gaya resultan dari siklus gaya berjalan diterapkan pada titik referensi pada femoral head. Kondisi batas dilakukan dalam penelitian saat ini antara *acetabular cup*, *outer liner*, *inner liner*, dan *femoral head*, mengabaikan kemungkinan pemisahan mikro dan beban tepi. Permukaan luar acetabular cup sebagai *fixed support* ke segala arah. *Femoral head* dianggap dapat bergerak dalam arah vertikal tanpa gerakan. Perubahan suhu selama kontak tidak dipertimbangkan. Kekasaran permukaan pada antarpermukaan kontak dari *inner liner* terhadap acetabular cup dengan permukaan *inner liner* dan permukaan dalam *outer liner* dengan *outer liner* dengan *femoral head* ditetapkan tanpa gesekan. Kemudian, pengaruh cairan sinovial tidak ada dalam konteks kontak kering.



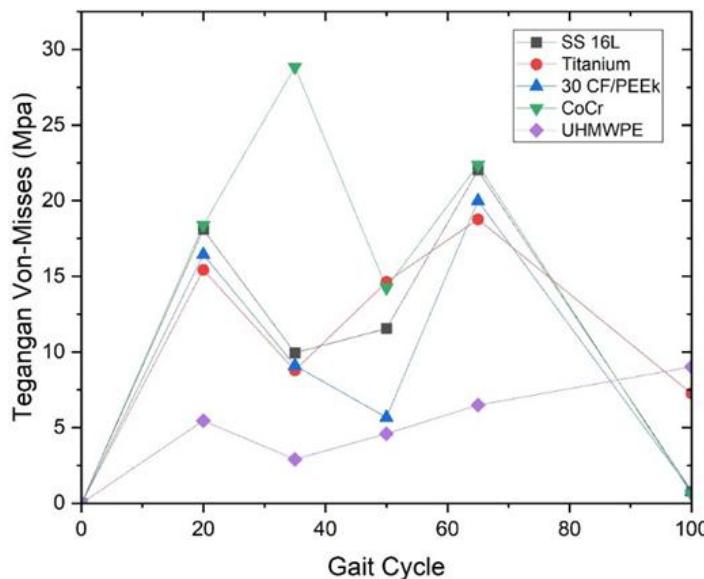
Gambar 5. Kondisi batas *fixed support* pada bagian luar *acetabular cup*

## 2.6 Pembebaan Gait cycle

Pada pembebaan yang digunakan pada simulasi dual mobility hip joint prosthesis gaya yang terpusat ditentukan sesuai dengan pertambahan persen gait cycle[16]. menjelaskan bahwa pertambahan pada nilai gait cycle memiliki hubungan secara langsung terhadap nilai gaya yang dialami oleh *hip joint* pada tubuh manusia. Untuk menyederhanakan simulasi komputasi, simulasi komputasi saat ini mengambil enam titik waktu tertentu dari siklus gaya berjalan yang mewakili siklus gaya berjalan lengkap. Enam titik waktu tertentu menggambarkan beberapa kondisi: 0% adalah awal siklus gaya berjalan, 20% adalah puncak tertinggi kedua dari siklus gaya berjalan, 35% adalah gaya terendah sebelum akhir siklus gaya berjalan, 50% adalah tengah siklus gaya berjalan, 65% adalah puncak tertinggi pertama, dan 100% adalah akhir siklus gaya berjalan.

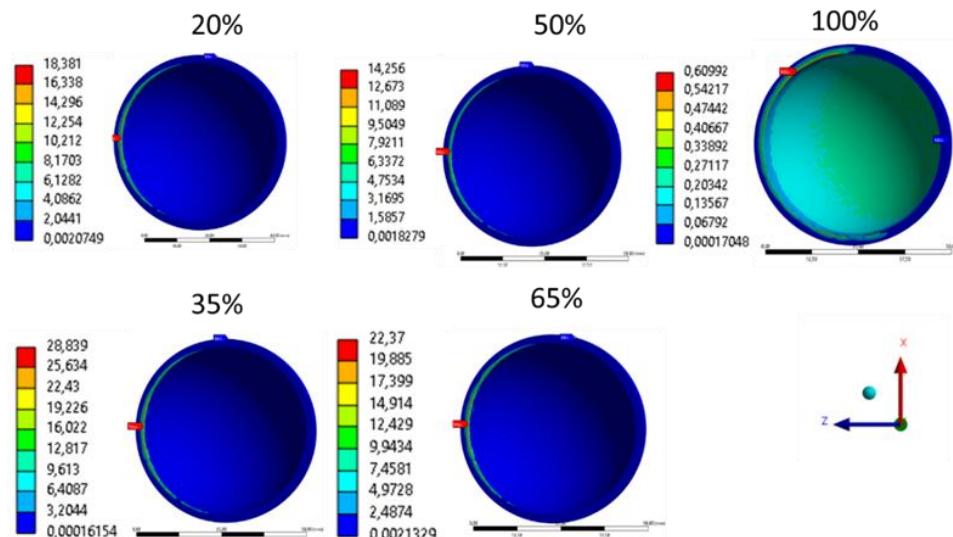
### 3. Hasil dan Pembahasan

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi pengaruh variasi material *acetabular cup* pada Dual mobility hip joint prosthesis. Pada penelitian ini melakukan variasi lima material yang akan digunakan stainless steel 316L, Titanium, CoCr, 30CF/PEEK, UHMWPE. Parameter utama yang diamati meliputi tegangan von-mises, deformasi, tegangan tresca.



**Gambar 6.** Grafik tegangan von-mises model *Dual Mobility Hip Joint Prosthesis*

Gambar 6. memperlihatkan gambar grafik tegangan von mises model *dual mobility hip joint prosthesis* Pada awal gait cycle (0%), semua material menunjukkan nilai tegangan sebesar 0 MPa, menandakan tidak adanya beban pada titik awal siklus. Seiring bertambahnya persentase gait cycle, tegangan pada semua material meningkat, mencapai puncak pertama di sekitar 20% gait cycle. Pada titik ini, material CoCr menunjukkan tegangan tertinggi sebesar sekitar 29 MPa, jauh melebihi material lainnya. Material SS 16L, Titanium, dan 30 CF/PEEK menunjukkan tegangan antara 15–18 MPa, sedangkan UHMWPE tetap rendah pada sekitar 5 MPa. pada sekitar 40% gait cycle, terjadi penurunan tegangan pada semua material. CoCr turun drastis menjadi sekitar 15 MPa, sedangkan 30 CF/PEEK mengalami penurunan paling signifikan hingga sekitar 5 MPa. UHMWPE tetap menunjukkan tegangan paling rendah di kisaran 3 MPa. Pada 60% gait cycle, sebagian besar material kembali menunjukkan peningkatan tegangan. CoCr kembali naik ke sekitar 22 MPa, Titanium dan 30 CF/PEEK mencapai sekitar 20–21 MPa, dan SS 16L mencapai sekitar 22 MPa. UHMWPE menunjukkan kenaikan moderat ke sekitar 7 MPa. Pada gambar 4.2 menunjukkan grafik perbandingan Tegangan von-Misses pada variasi material model *Dual Mobility Hip Joint Prosthesis*

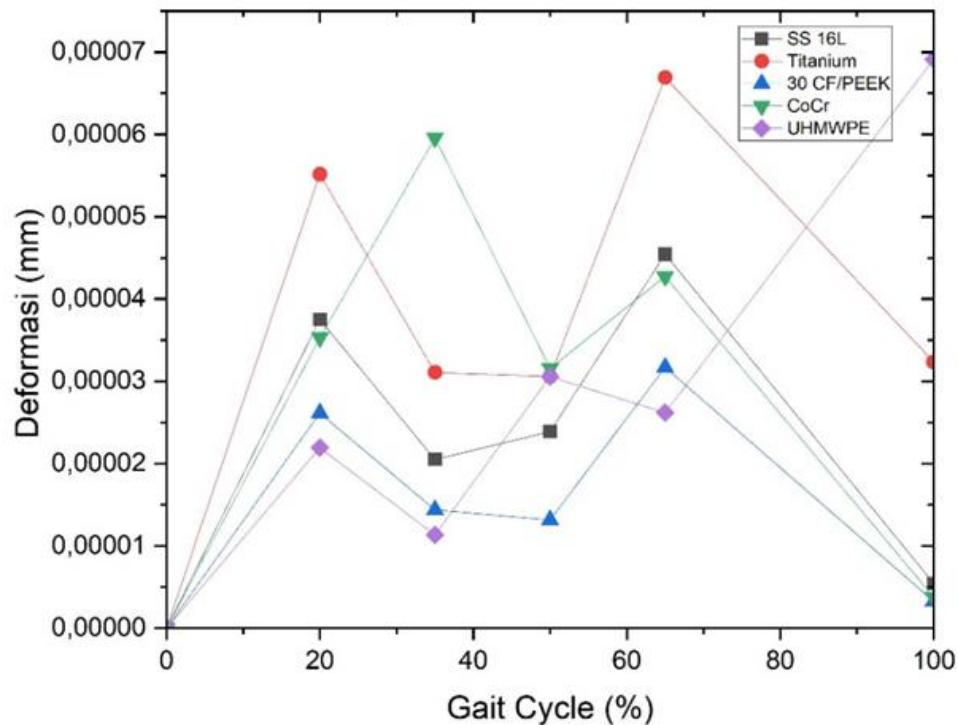


**Gambar 7.** Kontur tegangan von-mises pada *acetabular cup* bermaterial CoCr

**Tabel 2.** Equivalent von-mises stress pada material CoCr

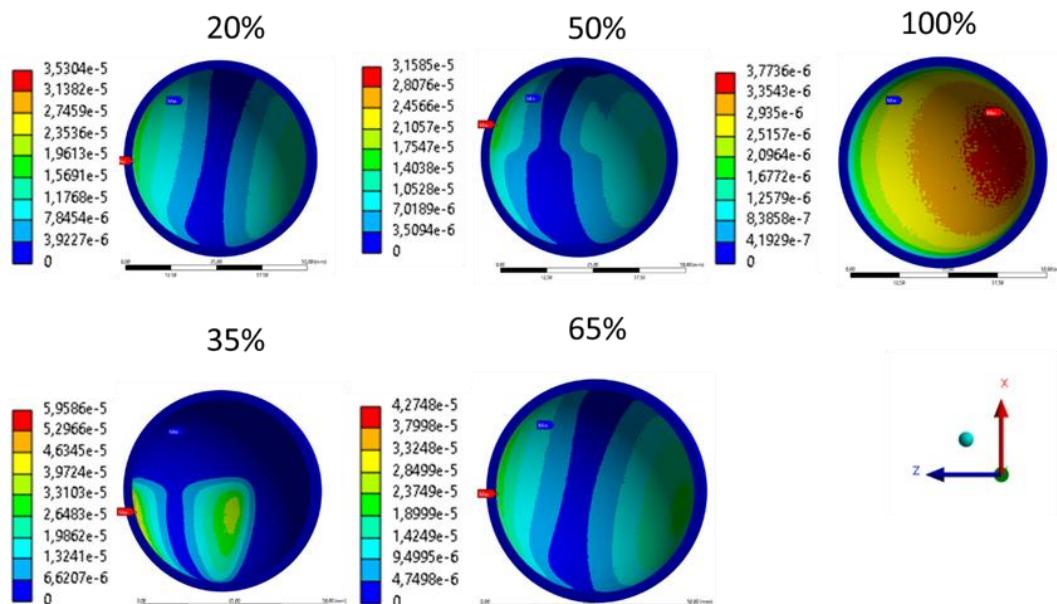
Gait Cycle	Equivalent von-mises stress (MPa)
0	0
20%	18,381
35%	28,839
50%	14,256
65%	22,37
100%	0,60992

Berdasarkan Tabel 2 dan gambar 7, menunjukkan tabel dan kontur pada material CoCr Perbandingan pengaruh gait cycle komponen acetabular cup pada Dual Mobility Hip Joint Prosthesis. Pada fase gait cycle 20% merupakan fase awal dari fase berjalan yang menujukkan tegangan maksimum 18,381 MPa, memperlihatkan distribusi tegangan berpusat pada sisi kiri acetabular cup, selanjutnya pada fase 35% gait cycle, terjadi peningkatan signifikan dengan tegangan maksimum mencapai 28,839 MPa, tertinggi dari semua fase, yang menandakan beban puncak terjadi lebih awal pada siklus kali ini. Tegangan menyebar ke sebagian sisi kiri permukaan dalam acetabular cup, yang menujukkan distribusi beban lebih besar di area kontak. Memasuki fase 50% gait cycle tegangan maksimum menurun menjadi 14,256 MPa, pendistribusian tetap pada sisi kiri bawah permukaan acetabular cup. Pada fase 65% gait cycle terjadi kenaikan nilai tegangan maksimum mencapai 22,37 MPa, dengan persebaran tegangan meningkat di sisi kiri acetabular cup, menunjukkan adanya fsea beban berat kedua menjelang akhir stance phase. Pada fase 100% gait cycle tegangan von-mises menurun drastis menjadi hanya 0,60992 MPa, menunjukkan distribusi tegangan yang sangat rendah dan merata di seluruh permukaan, yang diharapkan pada fase toe-off atau pelepasan kaki dari permukaan tanah



**Gambar 8.** Grafik Perbandingan deformasi variasi material *Dual Mobility Hip Joint Prosthesis*

Gambar 8 menunjukkan hubungan antara deformasi terhadap presentase gait cycle untuk variasi material pada komponen *acetabular cup dual mobility hip joint prosthesis*. Secara grafik yang terlihat semua material mengalami peningkatan deformasi seiring dengan bertambahnya persentase *gait cycle*, dengan puncak deformasi umumnya terjadi disekitar 60% *gait cycle*. Material titanium menunjukkan deformasi tertinggi dibandingkan material lainnya, dengan nilai maksimum sebesar 0,000066924 mm pada 60% *gait cycle*, serta nilai tinggi lainnya sebesar 0,000057 mm pada 20% *gait cycle*. Material SS 316L menunjukkan pola lebih stabil dan tidak terlalu ekstrim dibandingkan dengan material lainnya. Pada 60% *gait cycle* deformasi maksimum menunjukkan nilai 0,000045 mm, sedangkan pada deformasi terendah tercatat pada *gait cycle* 40% dengan nilai sekitar 0,000025. Sementara itu, material 30CF/PEEK menunjukkan deformasi yang relative rendah dan stabil sepanjang *gait cycle*, dengan nilai maksimum 0,000032 mm pada 60% *gait cycle*, menunjukkan perfoma mekanik yang baik dan daya tahan deformasi. CoCr menunjukkan tren fluktuatif dengan deformasi maksimum sebesar 0,000044 mm pada 60% *gait cycle*, serta nilai tinggi lainnya antara *gait cycle* 20% dan 40%. Pada material UHMWPE menunjukkan karakteristik yang berbeda diantara keempat material lainnya, yaitu mengalami peningkatan deformasi secara bertahap dan signifikan hingga mencapai puncaknya di 100% *gait cycle* dengan nilai



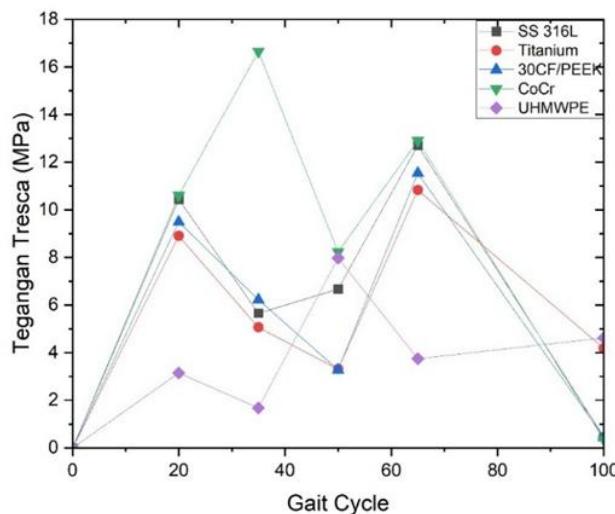
Gambar 9. Kontur deformasi pada *acetabular cup* material CoCr

Tabel 3. Deformasi pada material CoCr

Gait Cycle	Deformasi (mm)
0	0
20%	0,000035304
35%	0,000059586
50%	0,000031585
65%	0,000042748
100%	0,0000037736

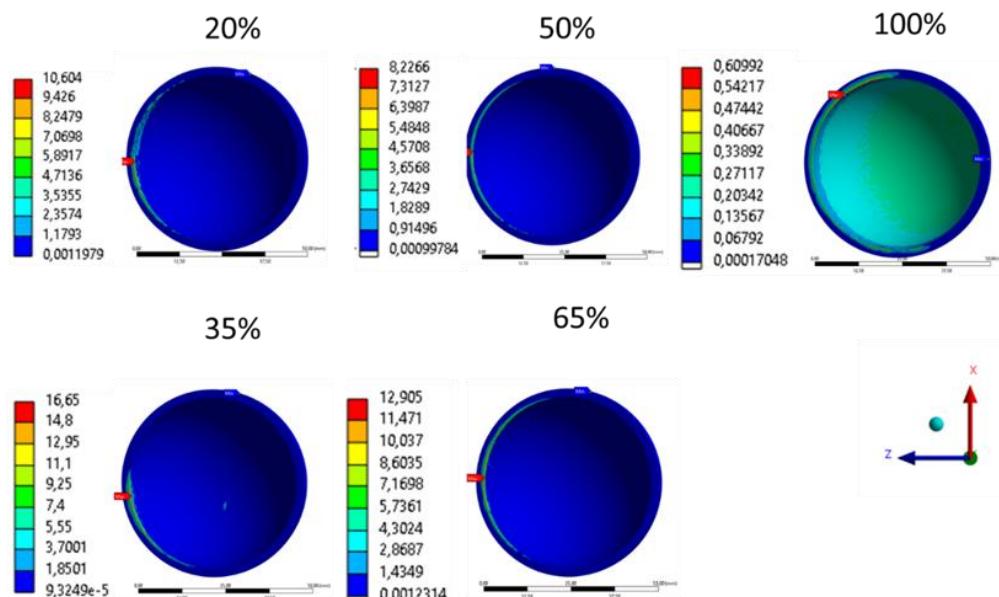
Pada gambar 9 dan tabel 3 menunjukkan perbandingan deformasi dalam siklus gait cycle pada komponen *acetabular cup* material CoCr *Dual Mobility Hip Joint Prosthesis*. Pada 20% *gait cycle*, nilai deformasi maksimum tercatat sebesar  $3,53 \times 10^{-5}$  mm, menunjukkan distribusi deformasi dominan pada sisi tengah lateral cup. Menandakan respons struktural akibat fase awal kaki menapak dan menahan berat badan. Selanjutnya pada fase 35% *gait cycle*, nilai deformasi maksimum sebesar  $5,96 \times 10^{-6}$  mm. Pada fase ini menunjukkan fase deformasi tertinggi dari fase *gait cycle* ini, kontur terjadi di sisi *posteriorlateral cup*, mengindikasikan akumulasi gaya maksimum akibat fase pertengahan *stance* saat gaya tubuh maksimal bekerja pada sendi panggul. Selanjutnya pada fase 50% *gait cycle*, memiliki nilai deformasi total maksimum  $3,15 \times 10^{-5}$  mm untuk distribusi deformasi cukup merata dan menurun dibanding fase sebelumnya, menunjukkan transisi beban yang lebih stabil selama fase *mid-stance*. Pada fase 60% *gait cycle* menunjukkan nilai deformasi maksimum  $4,27 \times 10^{-5}$  mm, pada fase ini terjadi peningkatan deformasi kembali. Kontur menunjukkan

peningkatan gaya saat fase menjelang *toe-off*, dimana beban berpindah ke ujung kaki. Pada fase 100% *gait cycle*, deformasi menurun dengan angka  $3,77 \times 10^{-6}$  mm. fase ini disebut dengan fase *swing phase*, dimana kaki tidak menapak tanah. Nilai deformasi terendah ini mencerminkan minimnya gaya kerja pada *acetubular cup*.



**Gambar 10.** Grafik Perbandingan tegangan tresca variasi material *Dual Mobility Hip Joint Prosthesis*

Pada gambar 10 menunjukkan hubungan antara deformasi terhadap presentase *gait cycle* untuk variasi material pada komponen *acetubular cup dual mobility hip joint prosthesis*. Material CoCr menunjukkan tegangan Tresca tertinggi di antara semua material, dengan nilai maksimum mencapai 17 MPa pada *gait cycle* 25%. Di titik yang sama, SS 316L dan 30CF/PEEK mencatatkan tegangan sebesar masing-masing 10.6 MPa dan 9.8 MPa, sedangkan Titanium berada sedikit lebih rendah di angka 8.7 MPa. Material UHMWPE menunjukkan tegangan paling rendah, yaitu hanya 2.9 MPa pada *gait cycle* 25%. Pada *gait cycle* sekitar 60%, CoCr kembali menunjukkan tegangan tinggi sebesar 13.1 MPa, diikuti oleh SS 316L (12.7 MPa), 30CF/PEEK (11.5 MPa), dan Titanium (10.6 MPa). Sebaliknya, UHMWPE tetap berada di level rendah, hanya sekitar 3.7 MPa. Di titik *gait cycle* 50%, terjadi penurunan tegangan untuk hampir semua material, dengan nilai berkisar antara 3.5 MPa hingga 8.1 MPa, kecuali UHMWPE yang justru menunjukkan peningkatan relatif menjadi 7.8 MPa. Pada akhir *gait cycle* (100%), seluruh material mengalami penurunan tegangan hingga mendekati 0 MPa, yang menandakan kembalinya kondisi beban ke titik awal siklus berjalan. Secara keseluruhan, material CoCr memiliki performa tegangan tertinggi namun juga fluktuasi yang besar, sedangkan UHMWPE konsisten memiliki tegangan rendah, membuatnya lebih cocok untuk aplikasi.



**Gambar 11.** Kontur tegangan tresca pada *acetubular cup* material CoCr

**Tabel 4.** Tegangan tresca pada material CoCr

Gait Cycle	Tegangan tresca (MPa)
0	0
20%	10,604
35%	16,65
50%	8,2266
65%	12,905
100%	0,34703

Pada gambar menunjukkan perbandingan deformasi dalam siklus *gait cycle* pada komponen *acetabular cup* material CoCr *Dual Mobility Hip Joint Prosthesis*. Tegangan maksimum yang tercatat adalah sebesar 10,604 MPa. Distribusi tegangan pada fase ini menunjukkan adanya tegangan dibagian luar permukaan objek, menandakan fase awal beban kontak antara kaki dan tanah. Pada fase 35% *gait cycle*, terjadi peningkatan signifikan pada tegangan, dengan nilai maksimum mencapai 16,65 MPa. Fase ini merupakan fase tegangan tertinggi, kemungkinan disebabkan oleh beban maksimum akibat reaksi tanah terhadap tubuh. Selanjutnya pada fase *gait cycle* 50%, tegangan menurun menjadi 8,2266 MPa. Warna kontur menunjukkan distribusi tegangan yang relatif merata dan rendah, mencerminkan fase tengah dari langkah dimana stabilitas dan distribusi beban lebih seimbang. Memasuki fase 65% *gait cycle*, tegangan kembali meningkat dengan nilai maksimum sebesar 12,905 MPa, menunjukkan adanya distribusi beban kembali. Pada fase akhir, yaitu 100% *gait cycle*, terjadi penurunan tegangan yang signifikan dengan maksimum hanya sebesar 0,60992 MPa. Kontur didominasikan warna biru muda hingga hijau, mencerahkan *cycle*, sedangkan tegangan paling rendah terjadi pada 100% dengan pola fluktuatif mengikuti karakteristik gaya reaksi selama siklus berjalan mungkin fase akhir langkah dimana gaya tekan hampir tidak ada. Secara keseluruhan, puncak tegangan terjadi 35% *gait cycle*, sedangkan tegangan paliang rendah terjadi pada 100% dengan pola fluktuatif mengikuti karakteristik gaya reaksi selama siklus berjalan

#### 4. Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian, Hasil penelitian menunjukkan bahwa pemilihan material pada acetabular cup berpengaruh signifikan terhadap performa mekanik prothesis pinggul tipe dual mobility. Material CoCr menghasilkan tegangan tertinggi, menunjukkan kekakuan tinggi namun berisiko terhadap keausan. Sebaliknya, UHMWPE menunjukkan tegangan dan deformasi terendah, namun memiliki keterbatasan ketahanan aus. Material 30 CF/PEEK memberikan hasil paling seimbang antara tegangan dan deformasi, menjadikannya kandidat material yang optimal. Fase *gait cycle* pada 20% dan 60% merupakan titik beban tertinggi dan perlu diperhatikan dalam desain implan. Simulasi dengan metode elemen hingga terbukti efektif untuk mengevaluasi kinerja material secara efisien dan akurat.

#### 5. Daftar Pustaka

- [1] S. Standring, *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 41st ed. Elsevier Health Sciences, 2016.
- [2] A. Kumar and others, "Recent Advances in Hip Joint Replacement Materials: A Review," *Mater. Today Proc.*, vol. 26, pp. 2673–2675, 2020.
- [3] D. Pivec and others, "Hip Arthroplasty," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 94, no. 14, pp. 1359–1370, 2012.
- [4] I. D. Learmonth and others, "The operation of the century: total hip replacement," *Lancet*, vol. 370, no. 9597, pp. 1508–1519, 2007.
- [5] G. Bergmann and others, "Hip contact forces and gait patterns from routine activities," *J. Biomech.*, vol. 26, no. 8, pp. 969–990, 1993.
- [6] B. Heinlein and others, "Standardized Loads Acting in Hip Implants," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 4, pp. 540–549, 2009.
- [7] L. Cristofolini and others, "Comparative in-vitro study of standard and dual mobility hip implants," *Clin. Biomech.*, vol. 22, no. 3, pp. 291–297, 2007.
- [8] M. Budzynski, "Corrosion resistance of AISI 316L stainless steel in simulated body fluids," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 26, no. 8, pp. 1537–1543, 2006.
- [9] M. F. Semlitsch and others, "Joint replacement components made of hot-forged and surface-treated Ti-6Al-7Nb alloy," *Biomaterials*, vol. 13, no. 11, pp. 781–788, 1992.
- [10] G. Kandemir, S. Smith, and T. J. Joyce, "Wear behaviour of CFR PEEK articulated against CoCr under varying contact stresses," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 97, pp. 117–125, 2019.
- [11] L. Gimenis de Moura, E. Alberto Fancello, E. da Rosa, C. Rodrigo de Mello Roesler, C. Muniz da Silva de Almeida, and M. Marie Maru de Moraes, "Influence of plane-strain compression on the microstructure and tribological behavior of GUR 1050 UHMWPE," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 142, no. March, p.

- 
- 105816, 2023, doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.105816.
- [12] I. De Martino and others, “The Modern Dual-Mobility Cup: First Experience and Lessons Learned,” *Orthop. Clin. North Am.*, vol. 45, no. 1, pp. 1–8, 2014.
- [13] O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, and J. Z. Zhu, *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals*, 7th ed. Butterworth-Heinemann, 2013.
- [14] M. Viceconti and others, “Biomechanics modeling of skeletal structures,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 7, pp. 1459–1471, 2005.
- [15] M. Tauviquirrahman *et al.*, “Analysis of contact pressure in a 3D model of dual-mobility hip joint prosthesis under a gait cycle,” *Sci. Rep.*, vol. 13, no. 1, pp. 1–11, 2023, doi: 10.1038/s41598-023-30725-6.
- [16] J. P. Paul, “Paper 8: Forces Transmitted by Joints in the Human Body;,” [http://dx.doi.org/10.1243/PIME\\_CONF\\_1966\\_181\\_201\\_02](http://dx.doi.org/10.1243/PIME_CONF_1966_181_201_02), vol. 181, no. 10, pp. 8–15, Feb. 2006, doi: 10.1243/PIME\_CONF\_1966\_181\_201\_02.