

Studi numerik bantalan implan sendi pinggul dengan material SS316L terhadap UHMWPE berdasarkan indeks massa tubuh orang Indonesia

Tiara Putri Maulana^{a,b,c}, Sugiharto^{a,b,1}, Muki Satya Permana^{a,b}, Toto Supriyono^{a,b}

^aUniversitas Pasundan, Bandung, Kodepos, 40153

^bProgram Studi Teknik Mesin, Universitas Pasundan, Bandung, 40153

^cMahasiswa Program Studi Teknik Mesin Universitas Pasundan

¹Email korespondensi: sugih.sugiharto@unpas.ac.id

Abstract. Damage to the hip joint is a problem that often occurs, especially in patients with obesity and advanced age. Hip joint implants are a natural replacement option for hips damaged by osteoarthritis, obesity, or old age. The joints' original function is maintained to allow the patient to return to normal activities. Implants are made from a combination of polymers and metals. This study aims to evaluate the mechanical performance of implants through numerical simulations using element-based methods, based on the forces experienced during the walking cycle and body mass index (BMI) of Indonesians, using SolidWorks software. Focus on the material contact between SS316L as a femoral head component material and UHMWPE as an acetabular cup component material. Load is the main parameter to analyze for both contacts of the implant component in SolidWorks. The results showed that the SS316L-UHMWPE contact combination yielded a maximum contact pressure of 12.96 MPa, a Von Mises stress of 9.91 MPa, and a displacement of 0.05 mm. This occurs in the 7th phase, the peak phase of the force, during walking. The Von Mises voltage that occurs is still below the yield voltage of SS316L and UHMWPE materials

Keywords: Acetabular cup, body mass index, femoral head, hip joint, osteoarthritis, SolidWorks, SS316L, UHMWPE, Von Mises.

Received: 30 September 2025; **Presented:** 9 October 2025; **Publication:** 9 March 2026

DOI: <https://doi.org/10.71452/yzx5te72>

PENDAHULUAN

Sendi pinggul merupakan komponen utama sistem muskuloskeletal yang berperan krusial dalam menopang beban tubuh dan memfasilitasi berbagai gerakan seperti berjalan, berlari, jongkok, berdiri, serta rotasi. Selama siklus berjalan normal, sendi ini dapat menerima beban hingga dua kali berat badan, sehingga fungsi biomekaniknya menjadi esensial dalam mempertahankan keseimbangan dan efisiensi gerak pada aktivitas sehari-hari.

Osteoarthritis merupakan salah satu penyebab utama penurunan kualitas hidup pada kelompok lansia, individu dengan obesitas, serta penderita cedera sendi menurut WHO. Sehingga pada kondisi ini memicu meningkatnya kebutuhan prosedur *Total Hip Replacement (THR)* [1]. Selain itu, pemantauan status gizi individu yang berkaitan dengan massa tubuh dapat dilakukan secara sederhana melalui pengukuran Indeks Massa Tubuh (IMT). WHO merekomendasikan penggunaan parameter ini dalam penilaian risiko penyakit tidak menular, yaitu berat badan yang mencakup *underweight* dan *overweight*. Kelebihan berat badan ini dapat menyebabkan risiko komplikasi dan penurunan fungsi tulang.

Implan pinggul umumnya terdiri dari *femoral head* berbahan logam seperti CoCrMo, SS316L, atau Ti6Al4V, serta *acetabular cup* umumnya menggunakan material UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*). Meskipun UHMWPE banyak digunakan, terdapat kekhawatiran

terkait potensi respon biologis negative akibat partikel polietilen yang dapat memicu terjadinya *osteolisis* [2]. Kombinasi material tersebut dirancang untuk membentuk sendi buatan yang mampu meniru fungsi gerak sendi pinggul serta menahan beban tinggi secara berulang. Material SS316L ini digunakan karena memiliki sifat fisik dan mekanik yang baik, tahan korosi, kekuatannya tinggi, dan mudah dibersihkan [3] dalam dunia medis, material ini menjadi salah satu material yang banyak digunakan.

Salah satu tantangan utama pada penerapan implan sendi berkaitan dengan interaksi mekanis antara permukaan logam dan metal-polimer yang meliputi tegangan, tekanan kontak, deformasi, serta degradasi permukaan. Meskipun UHMWPE memiliki sifat tribologis yang unggul [4], material ini tetap rentan terhadap mekanisme keausan ketika mengalami tegangan berlebih atau gesekan langsung secara terus-menerus. Mekanisme keausan tersebut tidak hanya menurunkan ketahanan fungsional implan, tetapi juga berpotensi memicu respons inflamasi akibat pelepasan partikel ke jaringan sekitar, pada akhirnya dapat menyebabkan komplikasi seperti *osteolisis* dan *pelonggaran aseptik*.

Pasien yang telah menjalani operasi penggantian sendi pinggul dengan implan pinggul total akan kembali melakukan aktivitas berjalan sebagai aktivitas sehari-hari. Untuk memberikan kondisi fisiologis yang sesuai dengan kondisi sebenarnya pada sendi pinggul manusia, beban diberikan dengan kondisi berjalan. Untuk satu siklus yang disederhanakan menjadi 32

fase, 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.

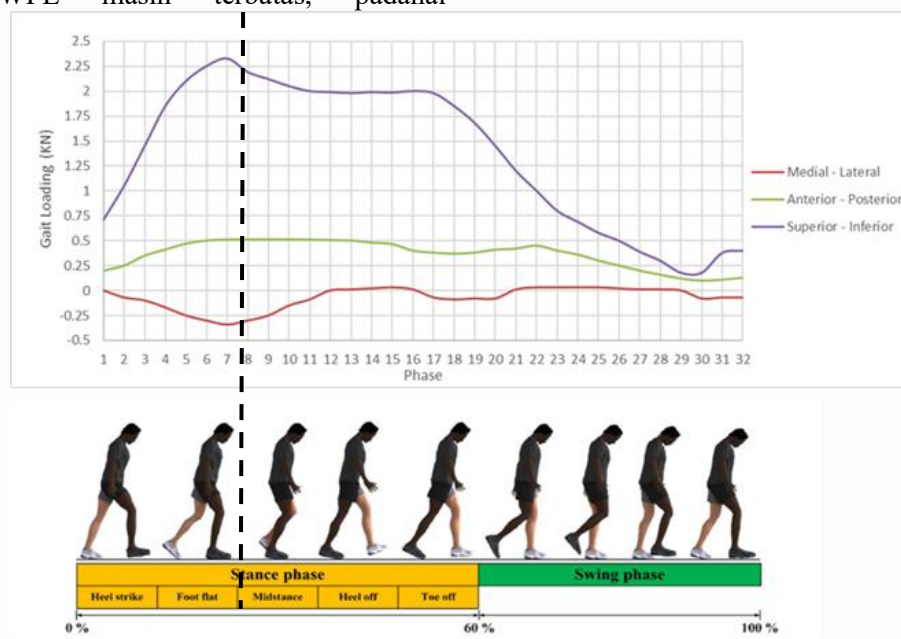
Pada prosedur Total Hip Arthroplasty (THA), struktur kepala femur yang mengalami kerusakan total direseksi dan digantikan dengan komponen prostetik. Komponen ini meliputi batang logam (*femoral stem*) yang diimplantasikan ke dalam kanal meduler tulang paha, serta *femoral head* yang umumnya terbuat dari material logam atau keramik. Kedua komponen tersebut bekerja secara sinergis dengan bagian *acetabular* yang ditanamkan pada struktur panggul untuk memulihkan fungsi sendi.

Penelitian sebelumnya tentang simulasi komputasi tekanan kontak dan keausan pada prosthesis pinggul total *hard-on-soft* dengan mempelajari bantalan Al2O3-on-UHMWPE, CoCrMo-on-UHMWPE, dan ZrO2-on-UHMWPE yang dilakukan oleh Shankar dan Nithyaprakash[6]. Merujuk pada studi sebelumnya, analisis komputasi terhadap tekanan kontak pada bantalan logam prosthesis sendi pinggul umumnya difokuskan pada konfigurasi logam ke logam. Namun, kajian yang menitikberatkan pada pasangan kontak logam-on-UHMWPE masih terbatas, padahal

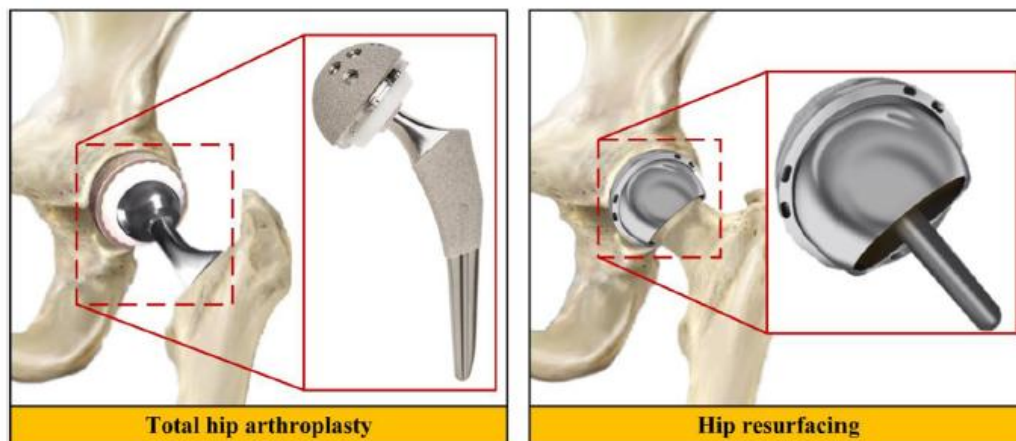
pendekatan tersebut berpotensi memberikan wawasan dalam pemilihan material logam yang efektif untuk menurunkan tekanan kontak serta meminimalkan laju keausan.

Sejumlah penelitian terdahulu belum mempertimbangkan karakteristik plastic nonlinear UHMWPE dalam pemodelannya, meskipun faktor tersebut berpotensi memengaruhi akurasi hasil simulasi komputasi. Studi terkait bantalan pada *Total Hip Arthroplasty (THA)* umumnya difokuskan pada geometri sendi pinggul khas Eropa dan pemilihan material yang mengacu pada standar negara maju. Namun demikian, kajian yang memanfaatkan geometri sendi pinggul khas Indonesia yang banyak digunakan oleh populasi Asia serta pemilihan material yang relevan dengan kebutuhan negara berkembang masih jarang ditemukan.

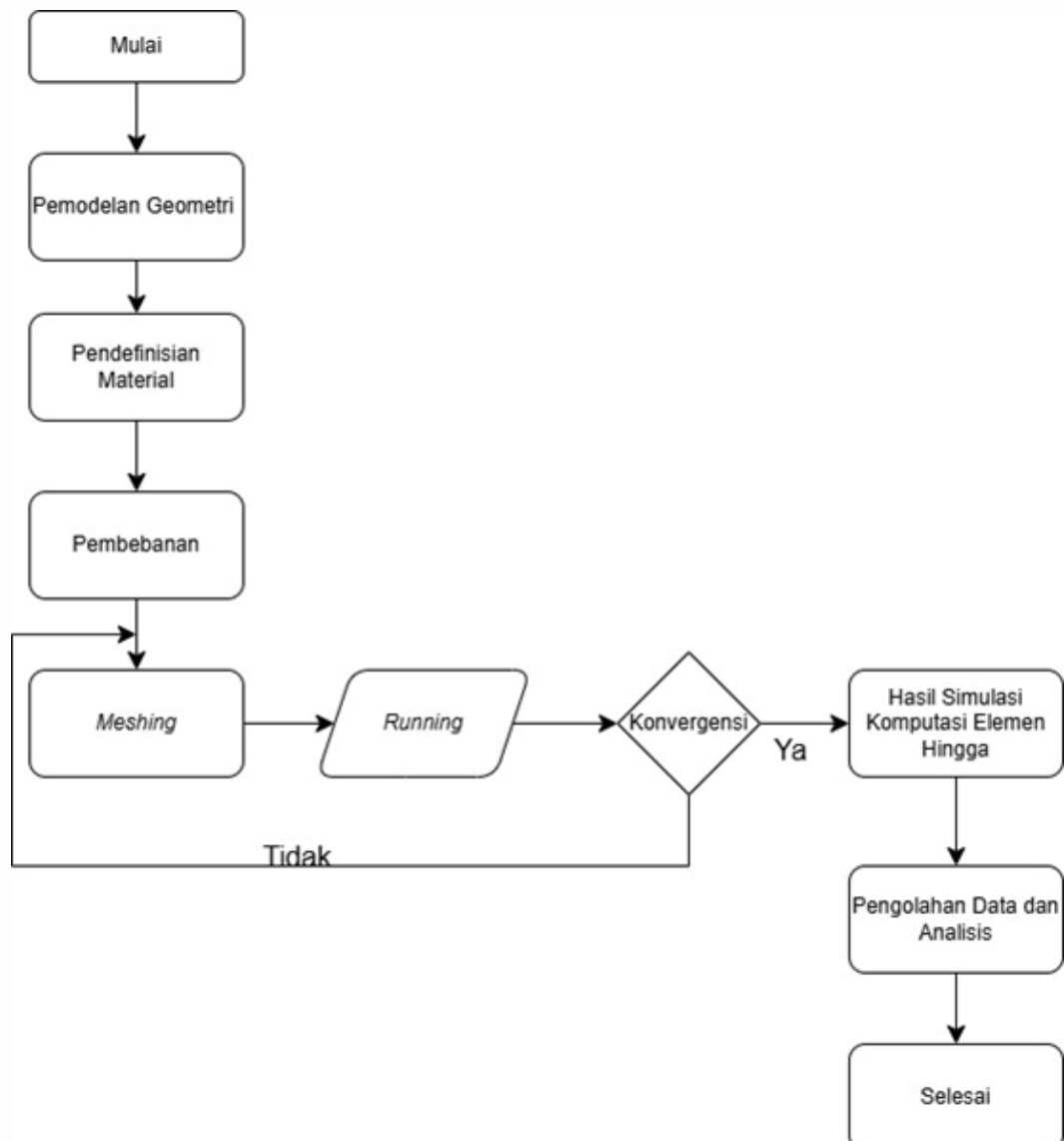
Penelitian ini bertujuan mengurangi tekanan kontak pada pasangan bantalan bantalan logam-UHMWPE pada prosthesis sendi pinggul total melalui evaluasi berbagai jenis material logam untuk *femoral head* di bawah kondisi *gait cycle*. Analisis elemen hingga tiga dimensi dengan pendekatan sumbu simetris dilakukan berdasarkan ukuran geometri sendi pinggul khas Indonesia guna memperoleh evaluasi yang komprehensif terhadap distribusi tekanan kontak.



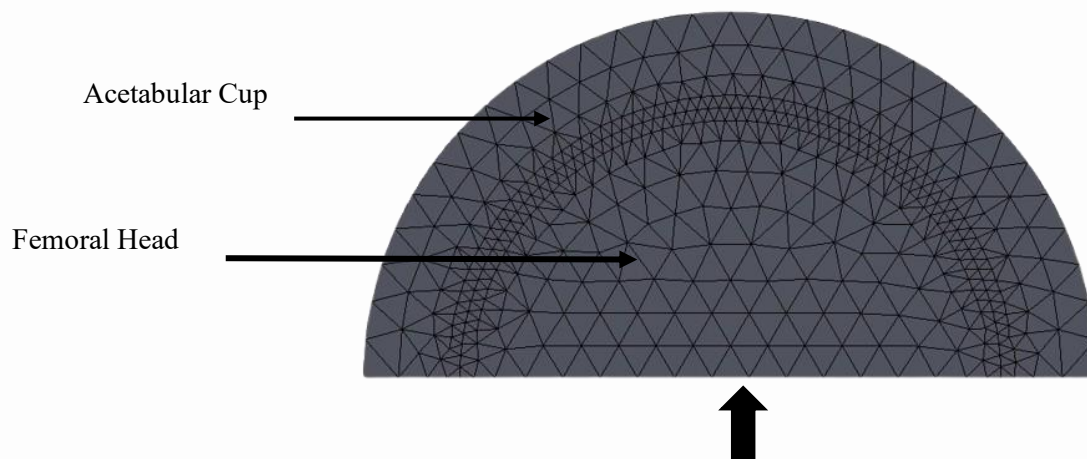
Gambar 1. *Gait cycle*



Gambar 2. Arthroplasty sendi pinggul total [5]



Gambar 3. Alur penelitian



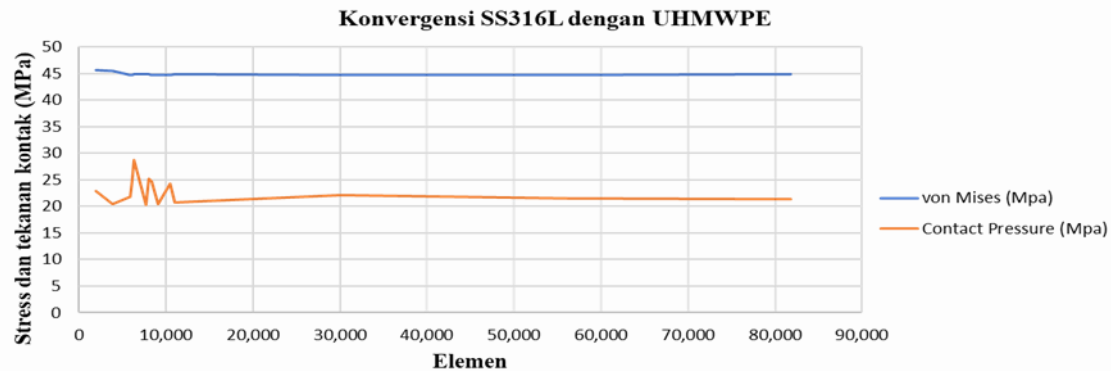
Gambar 4. Model tiga dimensi acetabular cup dan femoral head

Tabel 1. Data koefisien gesek dan Poisson's Ratio untuk material kombinasi [7],[2]

Material Component		Coefficient of Friction	Poisson's Ratio
Femoral Head	Acetabular Cup		
CoCrMo	UHMWPE	0,11	0,3
SS316L	UHMWPE	0,1	
Ti6Al4V	UHMWPE	0,0561	

Tabel 2. Data sifat mekanis material kombinasi [6],[8],[9],[10].

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



Gambar 4. Grafik konvergensi

METODOLOGI

Penelitian ini dilakukan menggunakan pendekatan *Finite Element Method* untuk menganalisis perilaku mekanik objek yang diteliti. Secara umum, alur metodologi dapat dilihat pada Gambar 3 yang menjelaskan tahapan dari penelitian.

Alur penelitian

Flowchart pada Gambar 3 menunjukkan tahapan simulasi menggunakan metode elemen hingga yang digunakan dalam penelitian ini. Proses diawali dengan pemodelan geometri secara 3 dimensi, diikuti pendefinisian material, yaitu material SS316L untuk femoral head dan UHMWPE untuk material acetabular cup. Setelah pendefinisian material, dilakukan pembebanan sesuai kondisi. Selanjutnya dilakukan meshing, Meshing yang digunakan adalah *curvature-based mesh* dengan tipe *solid mesh* dengan jumlah 4 nodal dan jumlah elemen yang digunakan yaitu 65.511 elemen, ukuran 1.399 mm.

Apabila hasil simulasi belum tercapai, dilakukan penyesuaian parameter dan pengulangan simulasi. Setelah konvergensi tercapai, diperoleh hasil simulasi *Finite Element Method*.

Finite Element

Femoral head dan *acetabular cup* digambarkan secara tiga dimensi menggunakan SolidWorks dengan menggunakan jumlah elemen 56,131 elemen dan ukuran elemennya adalah 0,8 mm. dalam pemodelan geometri ukuran bantalan yang cocok pada sendi pinggul Indonesia umumnya berada pada ukuran 28 mm untuk diameter *femoral head*, 5 mm untuk ketebalan *acetabular cup*, dan 0,05 untuk radial clearance nya[7].

Materials Properties

Kekasaran kontak antarmuka dua benda didapat dari koefisien gesek. Koefisien gesek ini diperlukan dalam

sebuah simulasi komputasi untuk menunjukkan kondisi kekasaran antarmuka bantalan.

HASIL DAN PEMBAHASAN

Garis oranye menunjukkan *contact pressure* yang mengalami fluktuasi pada awal tahap simulasi, Namun pada 50.000 elemen garis tersebut cenderung stabil pada nilai sekitar 21 MPa. Secara keseluruhan, grafik ini memberikan gambaran akurasi dan stabilitas hasil dari simulasi seiring dengan perbaikan pada jumlah elemen, agar memastikan bahwa hasil simulasi tidak lagi berubah secara signifikan ketika elemen tersebut diperhalus. *Meshing* yang digunakan adalah *curvature-based mesh* dengan tipe *solid mesh* dengan jumlah 4 nodal dan jumlah elemen yang digunakan yaitu 65.511 elemen, ukuran 1.399 mm.

Hasil Simulasi

Tabel di bawah ini menunjukkan hasil *contact pressure* menurut jurnal penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh Jamari [2].

Simulasi dua dimensi pada penelitian sebelumnya menunjukkan hasil *contact pressure* pada fase ke-1 sebesar 5.637 MPa, fase ke-7 sebesar 10.560 MPa, fase ke-32 sebesar 4.037 MPa. Pada penelitian sekarang, nilai pada fase ke-1 sebesar 3.96 MPa memiliki perbedaan nilai *contact pressure* sekitar 29.74%; fase ke-7 sebesar 9.29 MPa memiliki perbedaan nilai *contact pressure* sekitar 13.676%; fase ke-32 sebesar 3.93 MPa memiliki perbedaan nilai *contact pressure* sekitar 2.9%.

Simulasi dua dimensi menunjukkan hasil yang berbeda pada tegangannya pada fase ke-7; tegangan yang didapatkan sebesar 4.88 MPa, sedangkan pada simulasi tiga dimensi menunjukkan hasil 12.96 MPa pada tegangannya.

Tabel 3. Hasil simulasi dua dimensi penelitian sebelumnya.

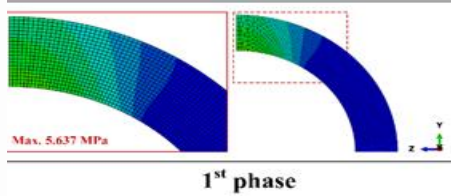
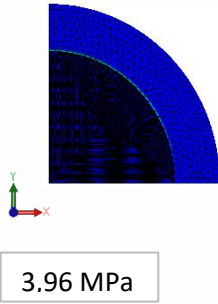
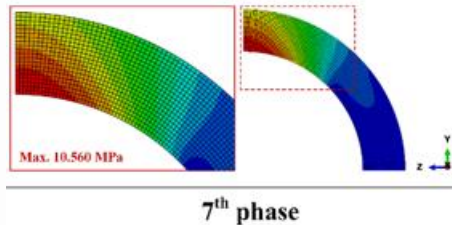
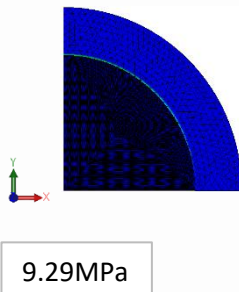
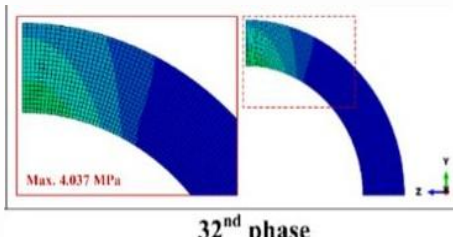
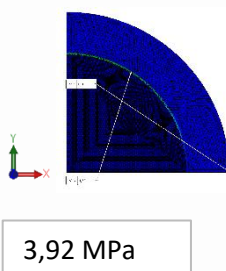
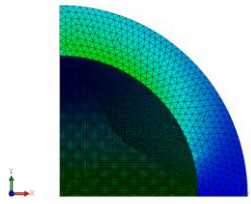
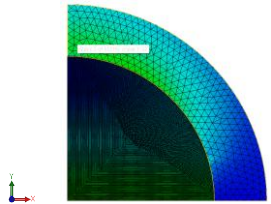
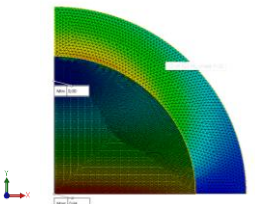
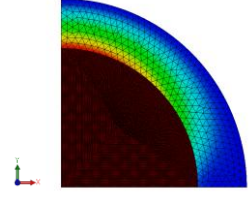
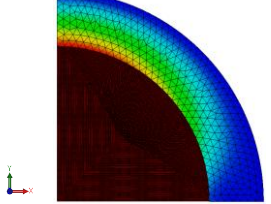
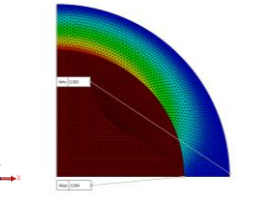
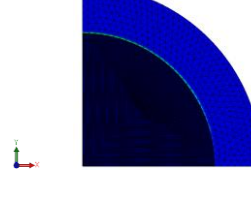
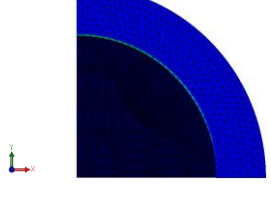
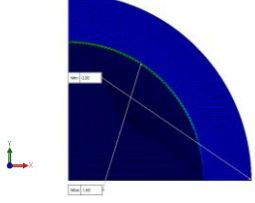
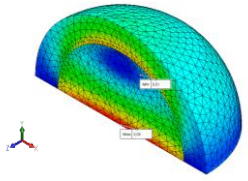
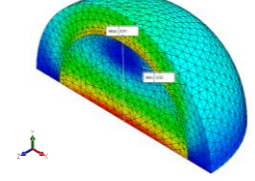
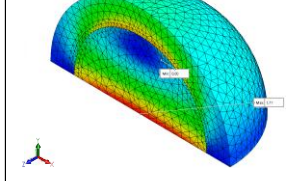
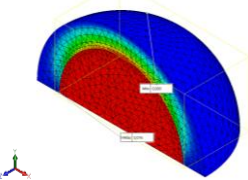
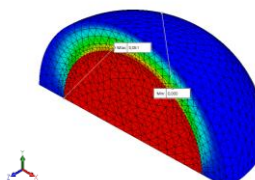
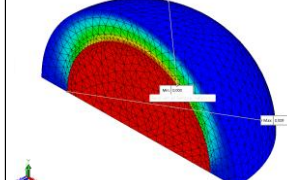
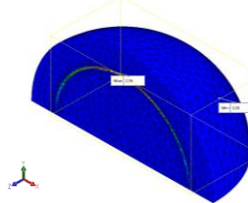
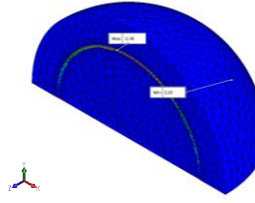
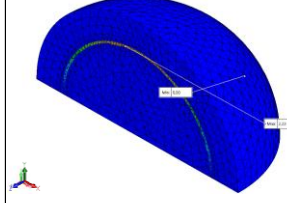
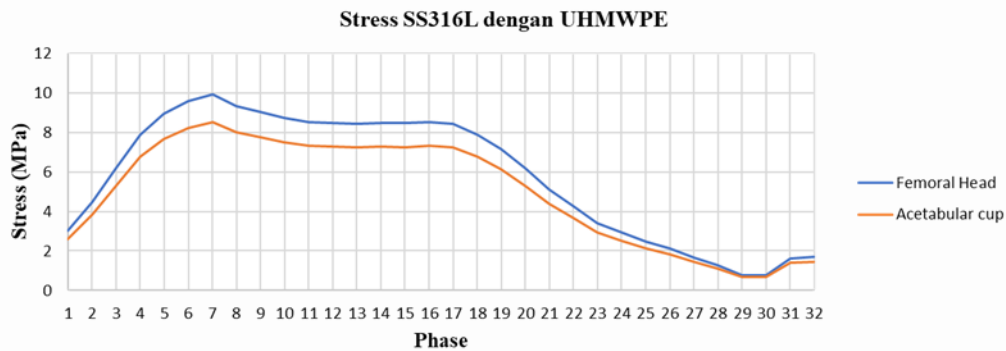
SS316L dengan UHMWPE		
	Penelitian sebelumnya	Penelitian sekarang
Contact Pressure fase ke-1	SS 316L-on-UHMWPE  1st phase	 3.96 MPa
Contact Pressure fase ke-7	 7th phase	 9.29MPa
Contact Pressure fase ke-32	 32nd phase	 3,92 MPa

Table 4. Hasil simulasi dua dimensi

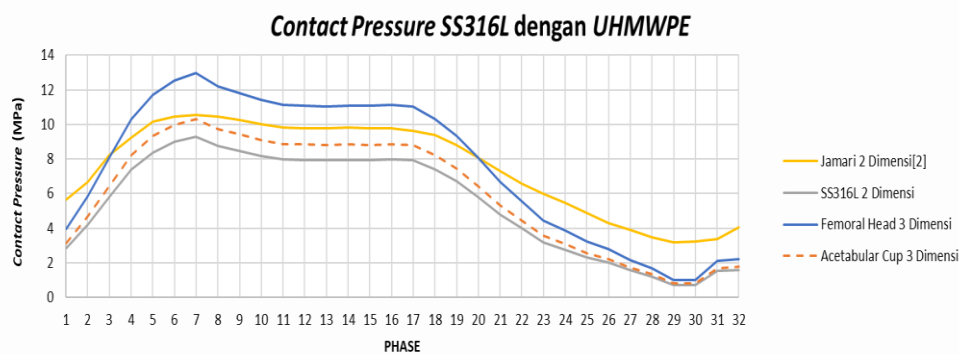
	SS316L - UHMWPE		
	1 Phase	7 Phase	32 Phase
Von Mises stress	3.03 MPa 	9.91 MPa 	0.84 MPa 
Displacement	0.01 mm 	0.05 mm 	0.13 mm 
Contact Pressure	3.96 MPa 	12.96 MPa 	3.92 MPa 

.Tabel 5. Hasil simulasi 3 dimensi

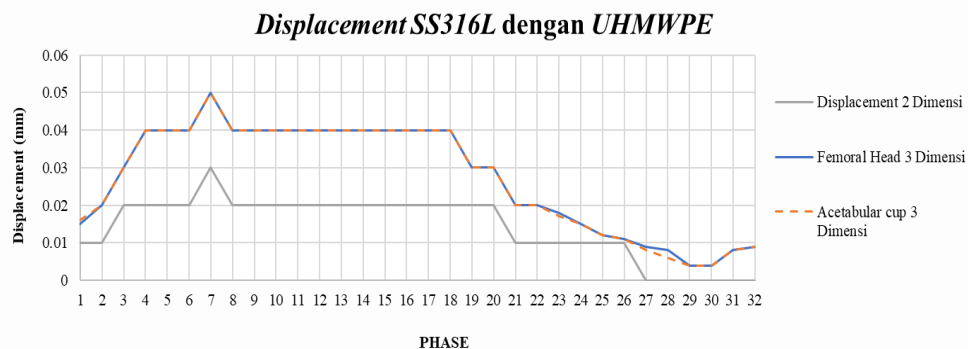
	SS316L - UHMWPE		
	1 Phase	7 Phase	32 Phase
Von Mises stress	3.03 MPa 	9.91 MPa 	7.95 MPa 
Displacement	0.01 mm 	0.05 mm 	0.13 mm 
Contact Pressure	3.96 MPa 	12.96 MPa 	3.92 MPa 



Gambar 5. Stress antara SS316L dengan UHMWPE



Gambar 6. Contact pressure antara SS316L dengan UHMWPE



Gambar 7. Displacement antara SS316L dengan UHMWPE

Tabel 3 menampilkan hasil simulasi numerik yang dilakukan pada material kombinasi SS316L – UHMWPE. Fase ke-7 merupakan fase puncak sehingga pada tegangan memiliki nilai sebesar 9,91 MPa, *displacement* sebesar 0,05 mm, dan tekanan kontak sebesar 12,96 MPa.

Tabel 5 menampilkan hasil simulasi numerik yang dilakukan pada material kombinasi SS316L – UHMWPE. Pada fase ke-7 merupakan fase puncak, tegangan memiliki nilai sebesar 9.91 MPa, *displacement* sebesar 0.05 mm yang mengindikasikan

deformasi maksimum, dan tekanan kontak sebesar 12.96 MPa.

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 analisis tiga dimensi memiliki tingkat akurasi yang lebih baik dalam mempresentasikan kondisi nyata.

Fase ke-7 dari *gait cycle* teridentifikasi sebagai fase paling kritis karena menghasilkan nilai maksimum pada tegangan, perpindahan, dan tekanan kontak. Kondisi ini penting dalam menilai daya tahan material

implan terhadap pembebanan berulang. Kombinasi dari material *SS316L* – *UHMWPE* ini menunjukkan kinerja mekanik yang masih berada dalam batas aman, namun besarnya tekanan kontak pada permukaan *UHMWPE* dapat mempercepat proses keausan yang berpotensi memengaruhi umur pakai implan pinggul dalam jangka panjang.

Grafik Hasil

Stress antara SS316L dengan UHMWPE

Grafik distribusi tegangan pada kombinasi material *SS316L* dengan *UHMWPE* selama gait cycle menghasilkan nilai tegangan tertinggi pada fase ke-7 yang mempresentasikan kondisi pembebanan maksimum, sedangkan fase akhir menunjukkan penurunan signifikan. Tegangan pada *femoral head* ini konsisten lebih tinggi dibandingkan dengan *acetabular cup* akibat perbedaan sifat mekanik, di mana *femoral head* ini bersifat lebih kaku sementara *acetabular cup* cenderung mengalami deformasi.

Contact pressure antara SS316L dengan UHMWPE

Grafik distribusi tekanan kontak ini menunjukkan nilai tekanan pada *femoral head* cenderung lebih tinggi dibandingkan dengan *acetabular cup* akibat perbedaan sifat mekanik kedua material. Pada garis kuning menunjukkan hasil dari *contact pressure* penelitian yang dilakukan oleh Jamari, garis abu menunjukkan hasil *contact pressure* yang didapatkan pada penelitian sekarang pada fase puncak yaitu fase ke-7 penelitian terdahulu mendapatkan nilai 10.65 MPa sedangkan

pada penelitian sekarang mendapatkan nilai 9.29 MPa kedua hasil tersebut memiliki perbedaan sekitar 8.29%.

Displacement antara SS316L dengan UHMWPE

Grafik kedua material memperlihatkan pola yang serupa, meskipun *acetabular cup* cenderung menyerap deformasi lebih besar dibandingkan dengan *femoral head*.

KESIMPULAN

Dari pembahasan diatas didapatkan data perilaku mekanis yang dapat disimpulkan bahwa pada hasil simulasi dengan menggunakan 65.511 elemen dengan ukuran 1.40 mm dan jenis elemen solid pada fase puncak yaitu fase ke-7 didapatkan:

- Tegangan sebesar 9.91 MPa, *displacement* 0.05 mm, dan *contact pressure* 12.96 MPa.
- Dari sifat mekanis, *SS316L* memiliki *yield strength* sebesar 170 MPa, Hal ini menunjukkan bahwa material *SS316L* ini memiliki kinerja mekanik yang memadai terhadap beban serta memiliki potensi ketahanan yang baik.
- Material *UHMWPE* memiliki *yield strength* sebesar 23 MPa, *UHMWPE* menunjukkan keterbatasan dalam menahan tegangan tinggi secara berkelanjutan, terutama pada fase beban maksimum, sehingga berpotensi mempercepat keausan permukaan dan menunjukkan umur pakai implan.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] T.P. Soemardi, A. Suwandi, A.S. Ibrahim, Analisis Karakteristik Material UHMPWE dan PEEK untuk Implan Sendi Pinggul, JTERA (Jurnal Teknol. Rekayasa) 5 (2020) 303. <https://doi.org/10.31544/jtera.v5.i2.2020.303-310>.
- [2] J. Jamari, M.I. Ammarullah, G. Santoso, S. Sugiharto, T. Supriyono, A.T. Prakoso, H. Basri, E. van der Heide, Computational Contact Pressure Prediction of CoCrMo, SS 316L and Ti6Al4V Femoral Head against UHMWPE Acetabular Cup under Gait Cycle, J. Funct. Biomater. 13 (2022). <https://doi.org/10.3390/jfb13020064>.
- [3] A.S. Bahri, Pengaruh Durasi Dan Diameter Steel Ball Pada Proses Shot Peening Terhadap Sifat Fisis, Mekanis Dan Pengaruh Media Korosif ..., (2016). <http://etd.repository.ugm.ac.id/penelitian/detail/106732>.
- [4] S.A. Wibowo, Analisa Sifat Mekanik Uhmwpe Crosslinked dengan Electron Beam Irridiation untuk Aplikasi Acetabular Cup pada Hip Joint, (2018).
- [5] J. Jamari, M. Imam, G. Santoso, S. Sugiharto, Heliyon Adopted walking condition for computational simulation approach on bearing of hip joint prosthesis : review over the past 30 years, Heliyon 8 (2022) e12050. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e12050>.
- [6] S. Shankar, R. Nithyaprakash, Predicting The Wear of Soft-on-Hard Bearing Couples for Human Hip Prosthesis Using Finite Element Concepts, J. Mech. Med. Biol. 16 (2015) 1650020. <https://doi.org/10.1142/S0219519416500202>.
- [7] M.I. Ammarullah, G. Santoso, S. Sugiharto, T. Supriyono, O. Kurdi, Tresca stress study of CoCrMo-on-CoCrMo bearings based on body mass index using 2D computational model, 33 (2022) 31–38.
- [8] Ltd. Heanjia Super-Metals Co., “Cobalt-Chromium Alloy CoCrMo Data Sheet.” Accessed: Sep. 10, 2025. [Online]. Available: <http://www.super-metals.com>.

- [9] Azom, Stainless Steel 316/316L (UNS S31600), Heanjia Super-Metals Co. 10 (2018) 3. www.super-metals.com.
- [10] "Titanium 6AL-4V Data Sheet Rev 01," 2020. Accessed: Sep. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.titanium.com>.