

Studi numerik bantalan implan sendi pinggul dengan material Ti6Al4V terhadap UHMWPE berdasarkan indeks massa tubuh orang Indonesia

Restu Fauzan Khoerullah^{a,c}, Sugiharto^{a,b,1}, Muki Satya Permana^{a,b}, Toto Supriyono^{a,b}

^aUniversitas Pasundan, Kota Bandung, 40153

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

^cMahasiswa Program Studi Teknik Mesin Universitas Pasundan

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

Abstract. The deterioration of hip joints, especially in patients with obesity and advanced age, often leads to reduced mobility and quality of life. Hip joint replacement is a surgical procedure that replaces the damaged joint, preserving its original function and enabling patients to resume normal activities. This study aims to evaluate the performance of hip joint implants made of Ti-6Al-4V and UHMWPE using finite element analysis (FEA) simulations in SolidWorks. The simulation models hip joint implants using relevant input parameters. Ti-6Al-4V is known for its stability under mechanical stress and good corrosion resistance, though it is prone to deformation, whereas UHMWPE offers advantages in wear resistance and flexibility, though it is susceptible to deformation under high mechanical loads. The results indicated that the Ti6Al4V–UHMWPE material combination exhibited promising mechanical performance, with a maximum contact pressure of 10.81 MPa during gait cycle phase 7. This study provides deeper insights into the advantages and disadvantages of each material in hip joint implant design, offering a valuable reference for developing more effective implant materials to improve patients' quality of life. The simulation is hoped to be the first step toward developing more sustainable and effective implant materials, benefiting both the medical field and materials engineering in the future.

Keywords: hip joint implant, SolidWorks, Ti6Al4V material, UHMWPE material,

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

DOI: <https://doi.org/10.71452/g4bbnt41>

PENDAHULUAN

Gangguan pada sendi pinggul termasuk salah satu permasalahan muskuloskeletal yang berpotensi menurunkan kualitas hidup, khususnya terkait aspek mobilitas dan kenyamanan dalam beraktivitas. Sebagai struktur utama yang menopang beban tubuh selama berdiri, berjalan, maupun melakukan berbagai gerakan, sendi ini memiliki peran krusial. Oleh sebab itu, kajian mengenai karakteristik struktural dan kekuatan sendi pinggul menjadi sangat signifikan, terutama dalam bidang biomekanika serta pengembangan material implan.

Pemilihan material implan yang biokompatibel dan tahan lama menjadi aspek fundamental dalam perancangan implan sendi pinggul. Material yang sering digunakan untuk aplikasi ini adalah UHMWPE dan Ti6Al4V. UHMWPE merupakan polimer dengan koefisien gesek rendah, ketahanan aus tinggi, dan biokompatibilitas yang baik, menjadikannya pilihan utama sebagai permukaan bearing pada implan sendi pinggul[1]. Meskipun demikian, material ini rentan terhadap keausan dan potensi *osteolisis* akibat pelepasan partikel polietilen[2]. Sebaliknya, Ti6Al4V, yang terbuat dari paduan titanium, dikenal karena kekuatan mekaniknya yang tinggi dan ketahanan terhadap korosi, menjadikannya material struktural yang ideal untuk bagian batang femoral implan.

Salah satu tantangan utama pada penerapan implan sendi berkaitan dengan interaksi mekanis antara

permukaan logam dan metal-polimer yang meliputi tegangan kontak, deformasi, serta degradasi permukaan. Meskipun UHMWPE memiliki sifat tribologis yang unggul[3], 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.

Gambar 1 menunjukkan grafik *gait loading* yang menggambarkan distribusi gaya selama *gait cycle* yang mencakup dua fase utama, yaitu *stance phase* dan *swing phase*. Pada fase *stance*, di mana kaki menyentuh tanah, terjadi beban maksimum yang memengaruhi tekanan pada sendi pinggul. Fase ke-7 dari *gait cycle*, yang ditunjukkan pada gambar sebagai fase puncak beban *peak loading*, menjadi titik kritis untuk menilai kinerja material implan sendi pinggul.

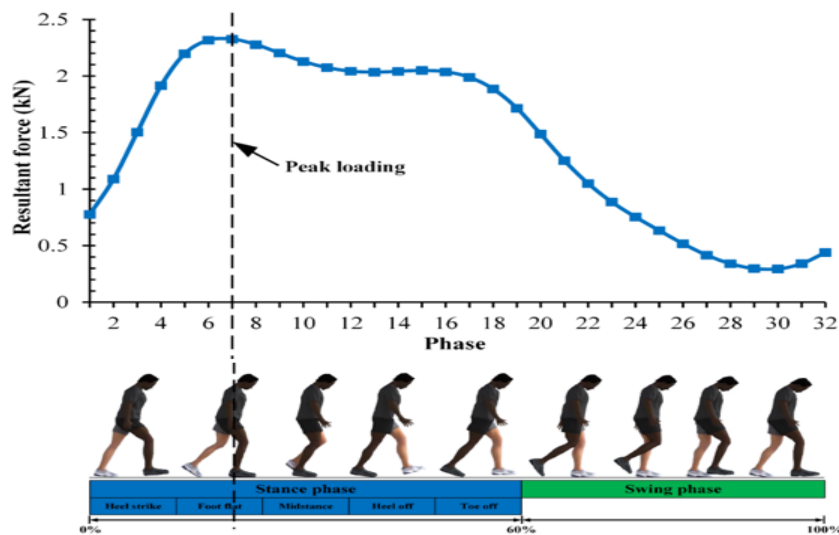
Gambar 2 menunjukkan hubungan antara *gait loading* dan Indeks Massa Tubuh (IMT). Grafik ini menggambarkan bagaimana variasi IMT pada individu memengaruhi distribusi gaya pada sendi pinggul. Berdasarkan data yang diperoleh, terlihat bahwa individu dengan IMT lebih tinggi, seperti pada kategori Obesitas

Kelas III, mengalami gaya yang lebih tinggi pada fase puncak, yang dapat meningkatkan tekanan pada material implan dan mempercepat proses keausan.

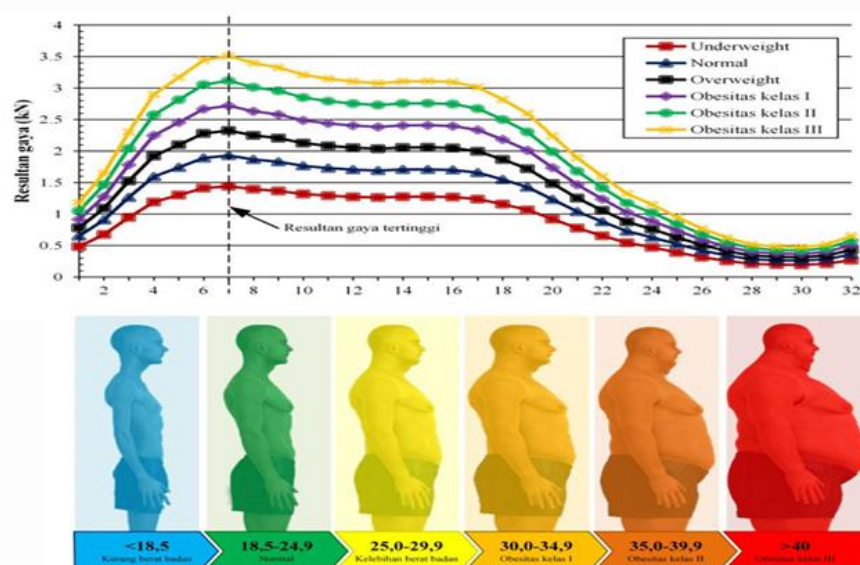
Penelitian sebelumnya tentang simulasi komputasi tekanan kontak dan keausan pada prosthesis pinggul total *hard-on-soft* dengan mempelajari bantalan Al2O3-on-UHMWPE, CoCrMo-on-UHMWPE, dan ZrO2-on-UHMWPE yang dilakukan oleh Shankar dan Nithyaprakash[5], lebih banyak fokus pada simulasi dan evaluasi kinerja material implant. Penelitian tersebut tidak mempertimbangkan variasi IMT yang mungkin terjadi pada pasien dengan obesitas atau berat badan yang lebih tinggi. Dengan adanya perbedaan distribusi beban berdasarkan IMT, terutama di negara dengan populasi obesitas tinggi seperti Indonesia,

simulasi yang berbasis IMT menjadi sangat penting untuk menghasilkan data yang lebih relevan dan aplikatif.

Penelitian ini bertujuan untuk mengevaluasi kinerja material Ti6Al4V dan UHMWPE pada implan sendi pinggul dengan mempertimbangkan IMT sebagai variabel yang memengaruhi distribusi gaya dan beban pada sendi pinggul. Dengan simulasi berbasis *Finite Element Analysis (FEA)*, penelitian ini akan memberikan wawasan lebih dalam mengenai kinerja material berdasarkan variasi IMT, sehingga dapat digunakan sebagai dasar untuk merancang implan yang lebih optimal sesuai dengan kebutuhan pasien Indonesia.



Gambar 1. Gait Loading[4]



Gambar 2. Gait Loading berdasarkan IMT[4]

METODOLOGI

Finite Element

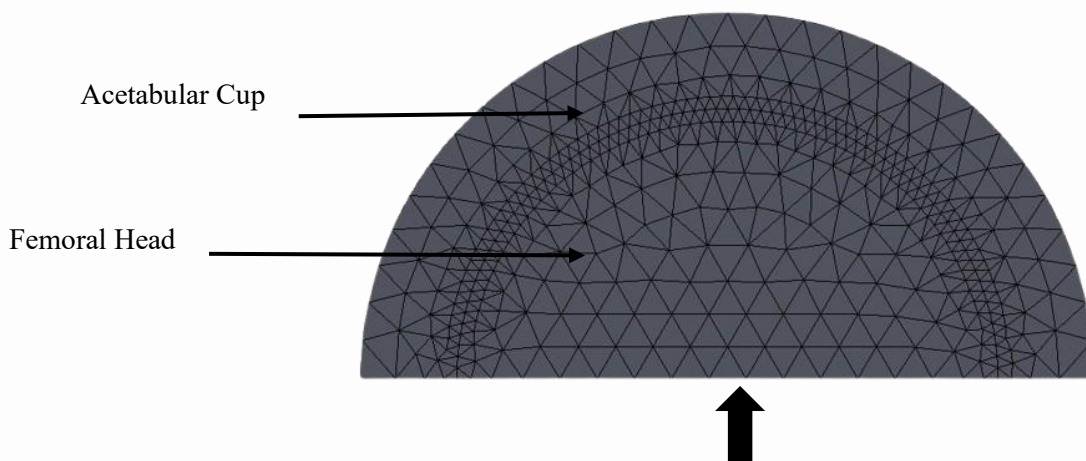
Sebagai dasar pemilihan dimensi geometri sendi pinggul dalam simulasi ini, data antropometri proksimal femur spesifik populasi Indonesia diambil dari studi morfometri tiga dimensi yang dilakukan pada 100 subjek sehat dari populasi Indonesia dengan rekonstruksi CT scan. Studi tersebut memberikan data parameter struktural penting seperti diameter kepala femur, offset femoral head, neck-shaft angle, dan ukuran kanal femur yang berbeda secara signifikan dari data antropometri populasi Barat. Penggunaan parameter ini mendukung bahwa model implan yang digunakan dalam simulasi sesuai dengan ukuran anatomi sendi pinggul orang Indonesia, sehingga hasil analisis mekanik lebih realistis dan representatif untuk populasi lokal[6]. *Femoral head* dan *acetabular cup* digambarkan secara tiga dimensi menggunakan

SolidWorks 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].

Jenis elemen yang digunakan yaitu *solid mesh*, dengan jumlah 4 nodal. Parameter elemen yaitu curvature-based mesh. Ukuran mesh pada badan komponen acetabular cup dan femoral head sebesar 1.9302 mm. Ukuran *mesh* pada area kontak sebesar 0.586297. Jumlah elemen yang digunakan sebanyak 55.043 elemen.

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.



Gambar 2. Model tiga dimensi acetabular cup dan femoral head.

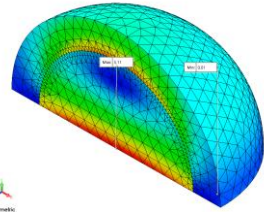
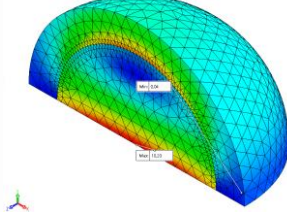
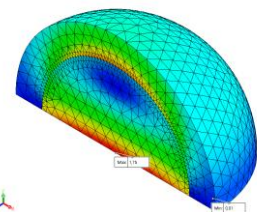
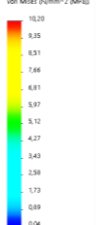
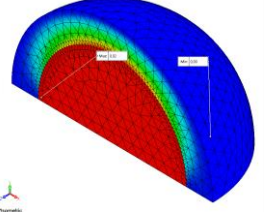
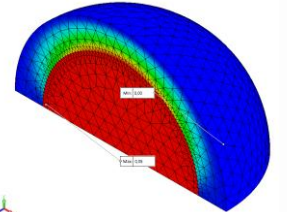
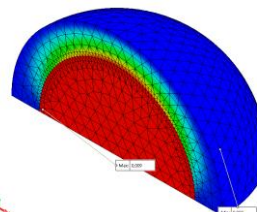
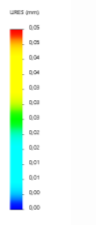
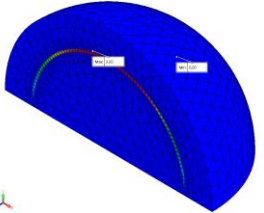
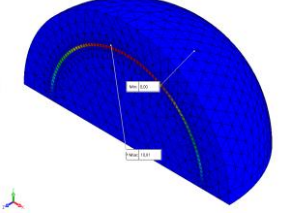
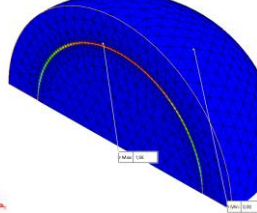
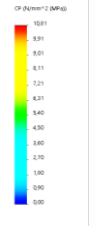
Tabel 1. Data koefisien gesek dan Poisson's Ratio untuk material kombinasi

Material Component		Coefficient of Friction	Poisson's Ratio	References
Femoral Head	Acetabular Cup			
CoCrMo	UHMWPE	0.11		[6]
SS316L	UHMWPE	0.1		[1]
Ti6Al4V	UHMWPE	0.0561		[1]

Tabel 2. Data sifat mekanis material kombinasi

Components	Materials	Yield Strenght (MPa)	References
Femoral Head	CoCrMo	450	[7]
	SS316L	170	[8]
	Ti6Al4V	827	[9]
Acetabular Cup	UHMWPE	23	[5]

Tabel 3. Hasil simulasi 3 dimensi

	Ti6Al4V - UHMWPE			
	1 Phase	7 Phase	32 Phase	
von Mises stress	3,11 MPa 	10,20 MPa 	1,75 MPa 	
Displacement	0,02 mm 	0,05 mm 	0,13 mm 	
Contact Pressure	3,30 MPa 	10,81 MPa 	3,92 MPa 	

HASIL DAN PEMBAHASAN

Tabel 3 menampilkan hasil simulasi numerik yang dilakukan pada material kombinasi Ti6Al4V – UHMWPE. Fase ke-7 merupakan fase puncak sehingga pada tegangan memiliki nilai sebesar 10,20 MPa, *displacement* sebesar 0,05 mm, dan tekanan kontak sebesar 10,81 MPa.

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 Ti6Al4V – 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.

Hasil simulasi menunjukkan bahwa pada model dua dimensi nilai tekanan kontak maksimum tercatat sebesar 10,560 MPa, sedangkan pada model tiga dimensi diperoleh 10,81 MPa. Memiliki selisih sebesar 0,25 MPa atau sekitar 2,37% ini memang relatif lebih kecil. Namun, secara akademik tetap signifikan karena mengindikasikan adanya perbedaan representasi distribusi tegangan pada kedua pendekatan pemodelan.

KESIMPULAN

Hasil simulasi numerik dengan metode elemen hingga menunjukkan bahwa kombinasi material Ti6Al4V-UHMWPE pada bantalan implant sendi pinggul masih dalam batas aman secara mekanik. Fase ke-7 dari gait cycle teridentifikasi sebagai kondisi paling kritis karena menghasilkan nilai tegangan, perpindahan, dan tekanan kontak maksimum. Tekanan kontak yang tercatat pada kombinasi material ini mencapai 10,81 MPa pada simulasi tiga dimensi, sedikit lebih tinggi

dibandingkan dengan hasil simulasi dua dimensi sebesar 10,56 MPa, dengan selisih sekitar 2,37%. Perbedaan ini menegaskan bahwa pemodelan tiga dimensi memberikan representasi yang lebih realistis terhadap distribusi tegangan dibandingkan dengan pemodelan dua dimensi, meskipun selisih nilai relatif kecil. Kondisi terpenting dipertimbangkan karena tekanan kontak yang cukup tinggi pada UHMWPE berpotensi mempercepat keausan dan memengaruhi umur pakai implant dalam jangka panjang.

Secara keseluruhan, penggunaan material Ti6Al4V-UHMWPE dapat menjadi alternatif yang menjanjikan karena mampu menyeimbangkan aspek kekuatan mekanik, ketahanan aus, dan biokompatibilitas. Namun, evaluasi lebih lanjut mengenai perilaku keausan jangka panjang dan variasi beban berdasarkan indeks massa tubuh pasien tetap diperlukan untuk memastikan keadaan implant pada populasi Indonesia.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] J. Jamari *et al.*, "Computational Contact Pressure Prediction of CoCrMo, SS 316L and Ti6Al4V Femoral Head against UHMWPE Acetabular Cup under Gait Cycle," *J. Funct. Biomater.*, vol. 13, no. 2, 2022, doi: 10.3390/jfb13020064.
- [2] T. P. Soemardi, A. Suwandi, and A. S. Ibrahim, "Analisis Karakteristik Material UHMPWE dan PEEK untuk Implan Sendi Pinggul," *JTERA (Jurnal Teknol. Rekayasa)*, vol. 5, no. 2, p. 303, 2020, doi: 10.31544/jtera.v5.i2.2020.303-310.
- [3] S. A. Wibowo, "Analisa Sifat Mekanik Uhmwpe Crosslinked," 2018.
- [4] J. Jamari, M. Imam, G. Santoso, and S. Sugiharto, "Heliyon Adopted walking condition for computational simulation approach on bearing of hip joint prosthesis : review over the past 30 years," *Heliyon*, vol. 8, no. November, p. e12050, 2022, doi: 10.1016/j.heliyon.2022.e12050.
- [5] S. SHANKAR and R. NITHYAPRAKASH, "Predicting The Wear of Soft-on-Hard Bearing Couples for Human Hip Prosthesis Using Finite Element Concepts," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 16, no. 03, p. 1650020, May 2015, doi: 10.1142/S0219519416500202.
- [6] P. Dewo, S. Suyitno, R. Dharmastiti, U. A. Salim, L. Hidayat, P. A. Wibowo, Z. A. Lanodiyu and R. Magetsari, "Three Dimensional Morphometry of Proximal Femur to Design Best-Fit Femoral Stem for Indonesian Population," *International Journal of Morphology*, vol. 34, no. 2, pp. 436–442, 2016.
- [7] M. I. Ammarullah, G. Santoso, S. Sugiharto, T. Supriyono, and O. Kurdi, "Tresca stress study of CoCrMo-on-CoCrMo bearings based on body mass index using 2D computational model," vol. 33, no. February, pp. 31–38, 2022.
- [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.*, vol. 10, no. 6, p. 3, 2018, [Online]. Available: www.super-metals.com
- [10] "Titanium 6AL-4V Data Sheet Rev 01," 2020. Accessed: Sep. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.titanium.com>.