

ANALISIS GEOMETRI FEMORAL HEAD TERHADAP TEKANAN KONTAK PCD-PCD HIP JOINT PROSTHESIS

*Shidnan Amir Shiddiq¹, J Jamari², A P Bayuseno², Muhammad Imam Ammarullah³

¹Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

²Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

³Undip Biomechanics Engineering & Research Centre, Universitas Diponegoro (UBM-ERC)

Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +6287788518827

*E-mail: amir81shidnan@gmail.com

Abstrak

Fraktur pada sambungan tulang pinggul adalah masalah kesehatan serius karena sambungan ini menghubungkan tulang femur dengan tulang pinggul. Ketika terjadi retak atau patah, cedera serius bisa terjadi. Berbagai metode tersedia untuk pengobatan fraktur tulang pinggul, tetapi metode penggantian dengan prostesis sambungan pinggul (*hip joint prosthesis*) dianggap sebagai opsi yang baik berdasarkan hasil uji klinis. Pemilihan geometri prostesis penting untuk mengurangi risiko kegagalan, di mana tekanan kontak menjadi faktor utama dalam menentukan geometri yang tepat. Kegagalan *total hip prosthesis* sering kali disebabkan oleh keausan. Penelitian ini mengevaluasi delapan jenis bantalan *PCD-on-PCD hip joint prosthesis* dengan variasi ukuran diameter *femoral head*. Simulasi komputasi dilakukan menggunakan model elemen hingga dua dimensi untuk menghitung tekanan kontak saat berjalan normal. Hasilnya menunjukkan bahwa bantalan dengan diameter femoral head 36 mm memiliki tekanan kontak terendah, yaitu 132,2 MPa, sedangkan tekanan kontak tertinggi ditemukan pada bantalan dengan diameter 22 mm, sebesar 250,9 MPa. Ini menunjukkan bahwa bantalan dengan diameter 36 mm memiliki risiko keausan paling rendah dibandingkan dengan ukuran lainnya.

Kata kunci: *hip joint prosthesis*; metode elemen hingga; *pcd-on-pcd*; tekanan kontak

Abstract

Hip joint fractures are a serious health issue because this joint connects the femur to the hip bone. When a fracture occurs, it can lead to significant injuries. Various methods are available for treating hip fractures, but hip joint replacement using a prosthesis is considered a good option based on clinical trials. The selection of prosthesis geometry is crucial to reducing the risk of failure, where contact pressure plays a key role in determining the appropriate geometry. Total hip prosthesis failure is often caused by wear. This study evaluates eight types of *PCD-on-PCD hip joint prostheses* with varying femoral head diameters. Computational simulations were conducted using a two-dimensional finite element model to calculate contact pressure under normal walking conditions. The results show that the prosthesis with a 36 mm femoral head diameter has the lowest contact pressure at 132.2 MPa, while the highest contact pressure was found in the 22 mm diameter prosthesis, at 250.9 MPa. This indicates that the 36 mm diameter prosthesis has the lowest wear risk compared to the other sizes.

Keywords: *contact pressure*; *finite element method*; *hip joint prosthesis*; *pcd-on-pcd*

1. Pendahuluan

Fraktur pada sambungan tulang pinggul merupakan masalah kesehatan yang serius. Ketika sambungan tulang pinggul retak atau patah, maka dapat menyebabkan cedera serius yang mempengaruhi kemampuan berdiri atau berjalan [1]. Fraktur sambungan tulang pinggul dapat diobati dengan metode hip joint prosthesis [2]. Hip joint prosthesis umumnya menggunakan bantalan logam-on-logam [3] dan logam-on-polietilen [4]. Namun, ada risiko kesehatan yang ditimbulkan oleh bahan logam atau polietilen. Dimana masalah penyerapan ion logam ke dalam tubuh muncul [1], kotoran yang disebabkan oleh keausan berbahaya bagi kesehatan dan menurut penelitian sebelumnya, polietilen dapat menyebabkan osteolysis. Dalam studi klinis sebelumnya dikatakan bahwa keramik terkait dengan penurunan keausan dan osteolisis [2]. Oleh karena itu, sendi panggul yang menggunakan bantalan keramik di atas keramik dinilai memiliki biokompatibilitas yang lebih baik.

Berbagai penelitian telah dilakukan untuk mengevaluasi mekanika kontak pada *hip joint prosthesis*. Peneliti Berry, D.J. dkk. menyelidiki pengaruh diameter femoral head dari berbagai bahan dan pendekatan operasi pada risiko dislokasi setelah operasi prostesis sendi panggul [3], namun pada penelitian tersebut tidak menyelidiki secara rinci terkait parameter ukuran diameter *femoral head*. Oleh karena itu, dalam penelitian ini dilakukan evaluasi pada bantalan *PCD-*

on-PCD hip joint prosthesis menggunakan metode komputasi elemen hingga [5]. Model elemen hingga bantalan dari *hip joint prosthesis* menggunakan variasi *femoral head* dibuat dua dimensi [6].

2. Bahan dan Metode Penelitian

2.1 Parameter Geometri dan Sifat Material

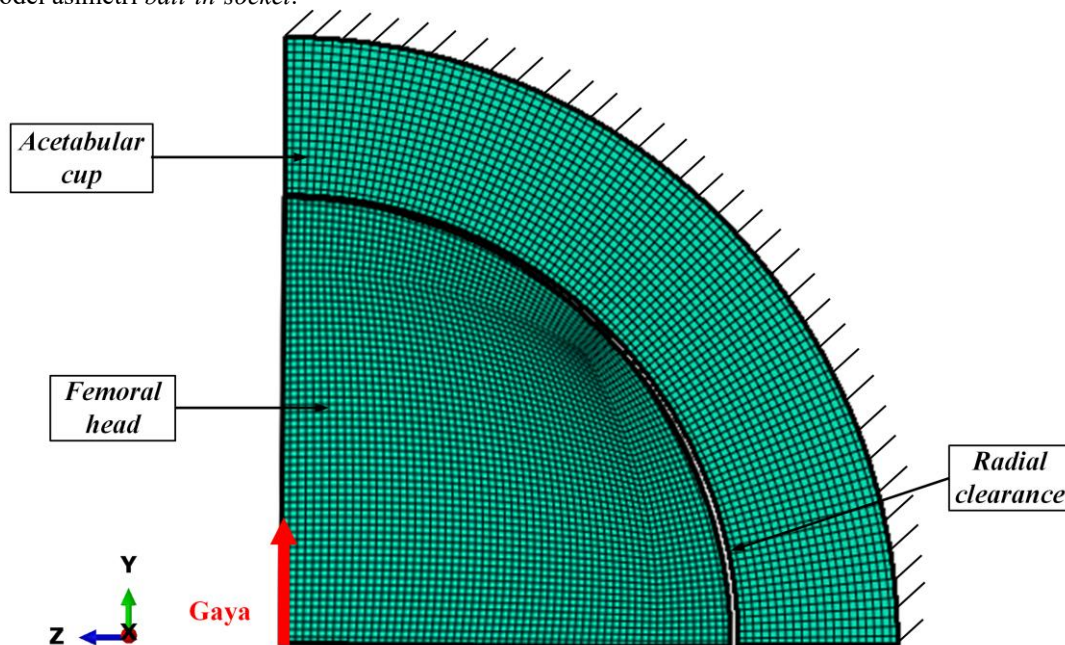
Geometri bantalan dan sifat material yang digunakan pada studi ini diadopsi dari penelitian sebelumnya [7] dijelaskan pada Tabel 1. Material bantalan Al₂O₃ yang digunakan pada simulasi memiliki modulus young sebesar 375 GPa dan rasio poisson -0,3. Untuk koefisien geseknya pada kombinasi bantalan sebesar -0,1.

Tabel 1. Parameter geometri yang digunakan

Parameter	Ukuran awal	Nilai parameter diameter femoral head
Diameter femoral head	28 mm	22 mm, 24 mm, 26 mm, 28 mm, 30 mm, 32 mm, 36 mm
Radial clearance	50 μ m	
Ketebalan Acetabular cup	5 mm	

2.2 Metode Elemen Hingga

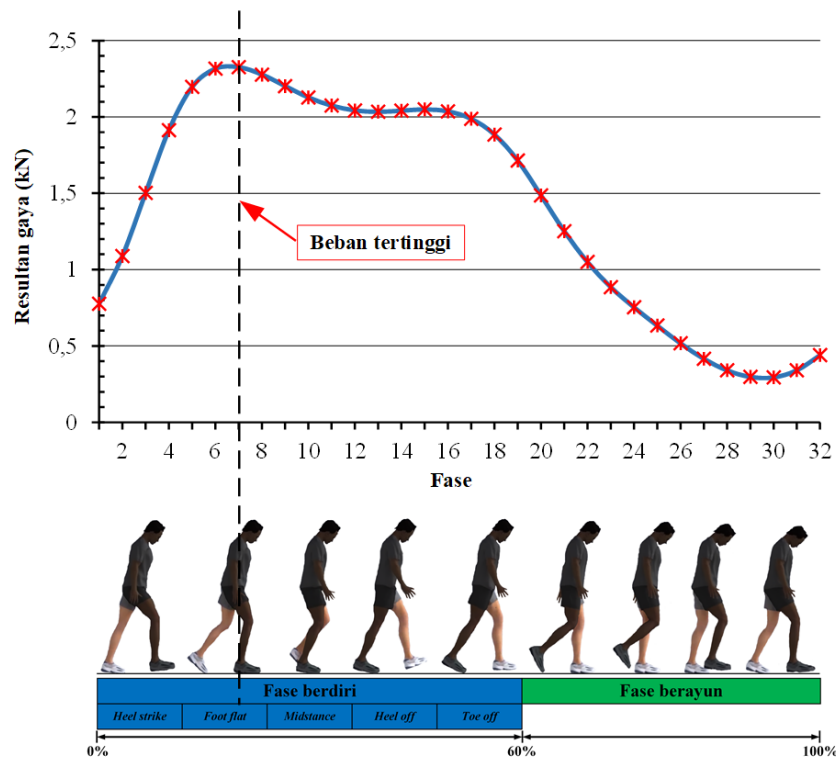
Model elemen hingga dari *PCD-on-PCD hip joint prosthesis* dibuat dengan mempertimbangkan dua komponen utama, yaitu *femoral head* dan *acetabular cup* seperti yang dijelaskan pada Gambar 1. Studi komputasi dilakukan menggunakan elemen hingga dua dimensi untuk mendapatkan efisiensi proses simulasi, di mana model yang digunakan berupa model asimetri *ball-in-socket*.



Gambar 1. Model elemen hingga untuk bantalan *PCD-on-PCD hip joint prosthesis*

2.3 Siklus Berjalan Normal

Kondisi berjalan normal pada penelitian ini didefinisikan untuk mewakili fungsi fisiologis sambungan tulang pinggul. Penulis mengadopsi penelitian sebelumnya yang dilakukan oleh dan Ammarullah, Md Saad et al. [8]. Beban puncak siklus berjalan normal selalu terjadi di gerakan fase ke-7 pada saat fase puncak kaki berdiri. Seperti yang ada pada Gambar 2, pada perhitungan siklus berjalan normal yang disederhanakan, siklus ini disempurnakan menjadi 32 fase [7]. Fase 1-19 disebut fase berdiri (60% pertama dari siklus gaya berjalan), dan fase 20-32 disebut fase berayun (40% terakhir dari siklus gaya berjalan). Besarnya dan arah beban yang bekerja pada sendi pinggul bervariasi sesuai dengan perubahan fase siklus berjalan normal, dan beban maksimum pada sendi pinggul terjadi pada fase gerak ke-7 di puncak fase kaki berdiri [8].

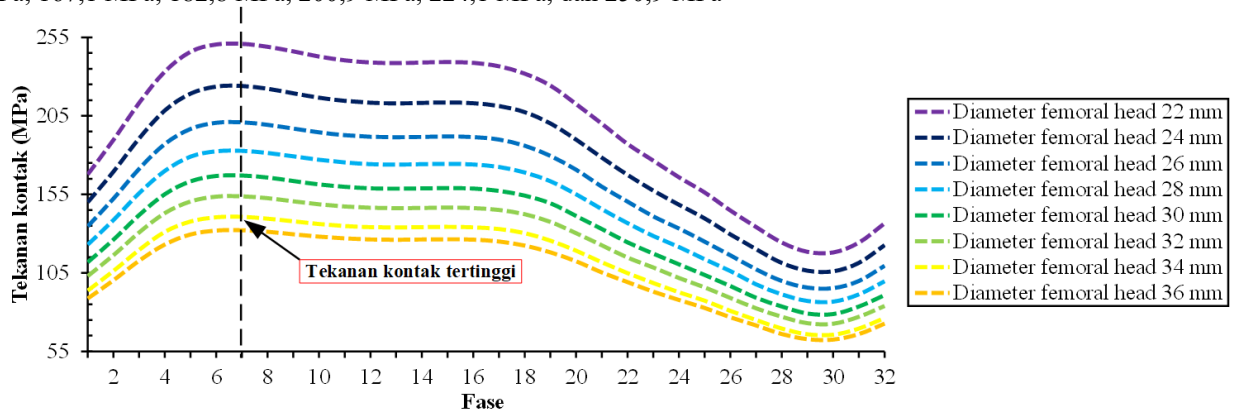


Gambar 2. Siklus berjalan normal [8]

3. Hasil dan Pembahasan

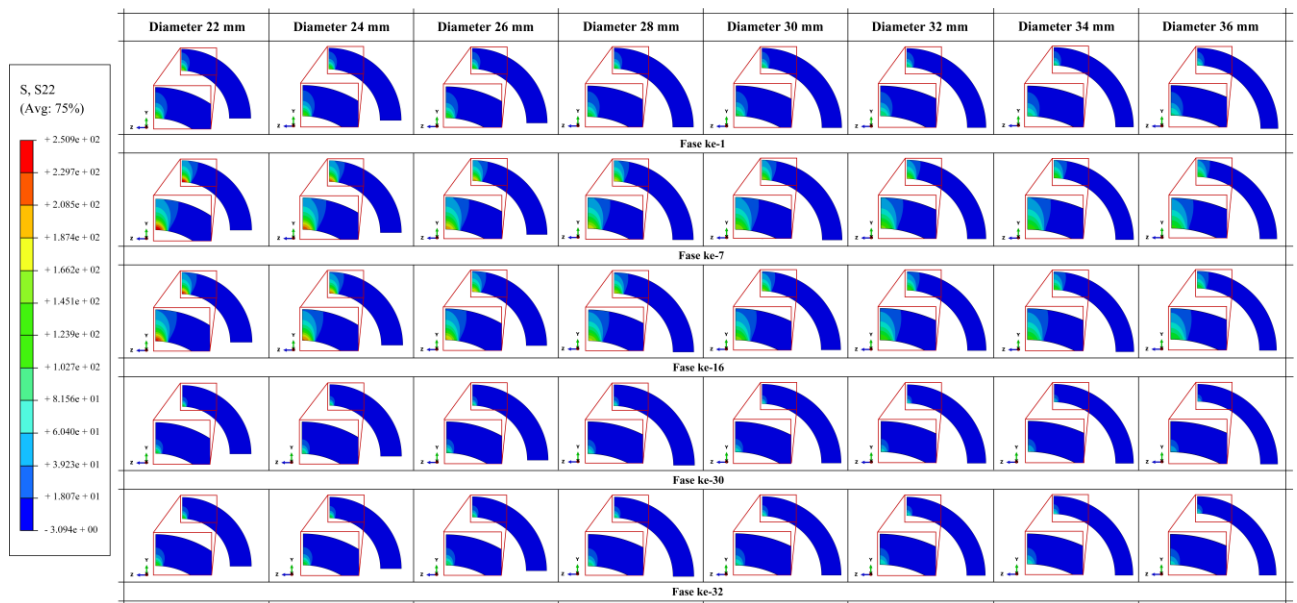
Berdasarkan Gambar 3, dapat kita lihat model *hip joint prosthesis* dengan diameter *femoral head* 22 mm memiliki nilai tekanan kontak tertinggi. Hal ini dikarenakan semakin kecil diameter *femoral head* membuat area *acetabular cup* yang berkontak langsung dengan diameter *femoral head* semakin berkurang sehingga memperbesar nilai tekanan kontak [9].

Tekanan kontak maksimum dari seluruh model terdapat di fase ke-7 pada model *hip joint prosthesis* dengan diameter *femoral head* 22 mm dengan nilai 154,1 MPa untuk model *hip joint prosthesis* dengan variasi geometri diameter *femoral head*. Sedangkan nilai kontak maksimum untuk model dengan ukuran diameter *femoral head* 36 mm, 34 mm, 32 mm, 30 mm, 28 mm, 26 mm, 24 mm, dan 22 mm secara berurutan adalah 132,2 MPa, 140,8 MPa, 153,8 MPa, 167,1 MPa, 182,8 MPa, 200,9 MPa, 224,1 MPa, dan 250,9 MPa



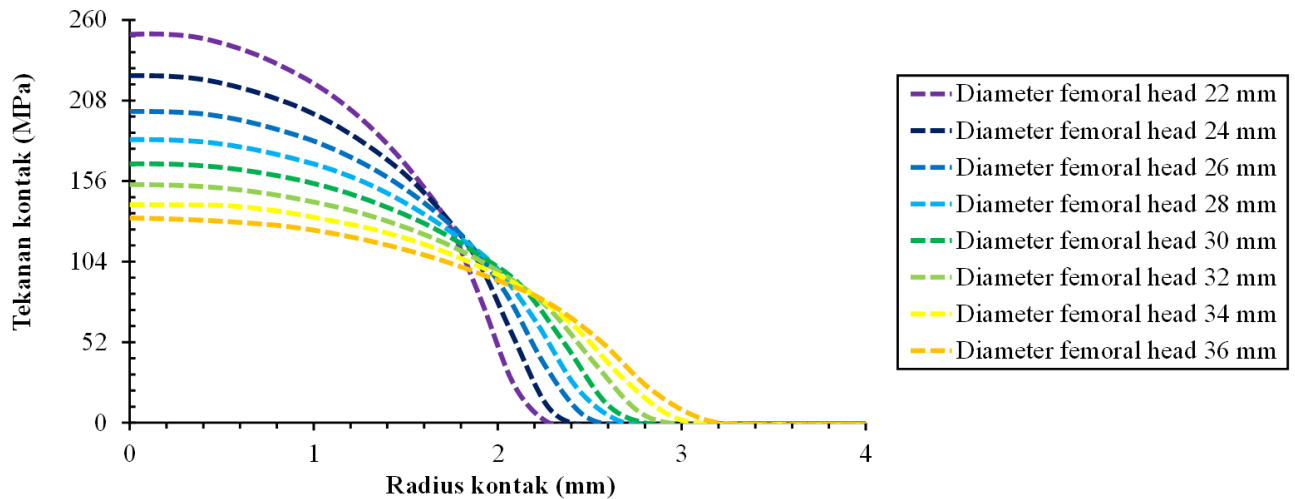
Gambar 3. Perbandingan tekanan kontak maksimum untuk diameter *femoral head* yang berbeda bantalan PCD-on-PCD dalam siklus penuh

Gambar 4 menunjukkan distribusi kontur tekanan kontak pada *acetabular cup* yang diperoleh dari hasil simulasi ABAQUS melalui terminologi S22 [10]. Kontur tekanan kontak diilustrasikan pada komponen *acetabular cup* 2D seperempat lingkaran. Kontur tekanan kontak berada pada posisi tengah *acetabular cup*.

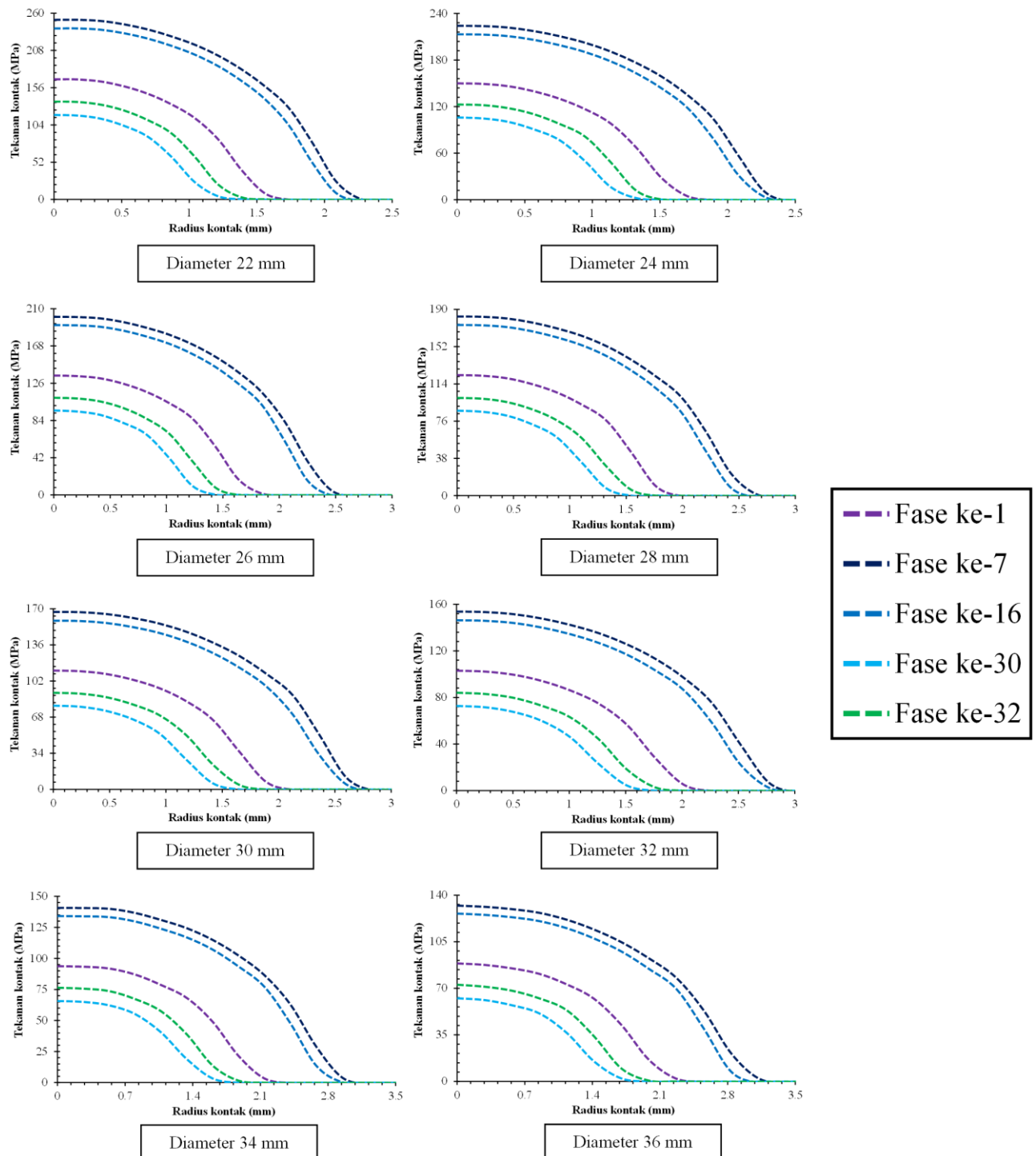


Gambar 4. Distribusi tekanan kontak pada *acetabular cup* untuk diameter *femoral head* yang berbeda bantalan *PCD-on-PCD* pada fase yang dipilih

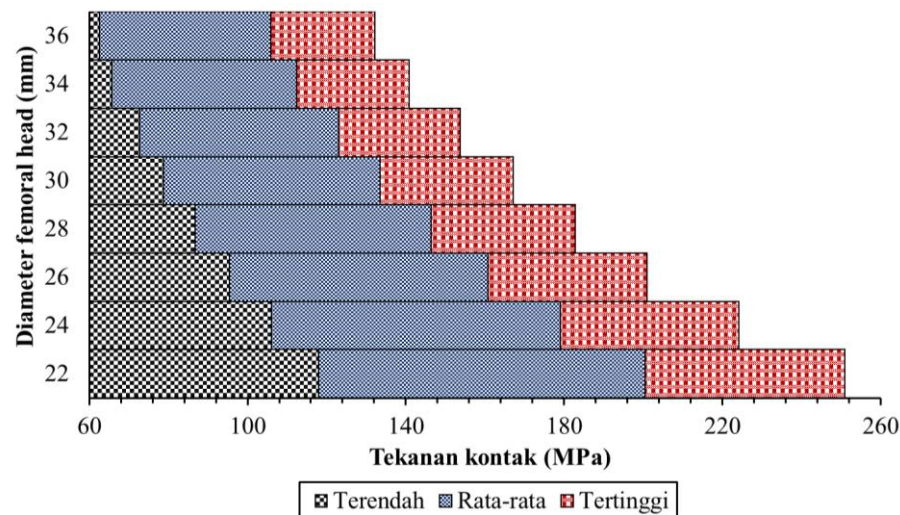
Hubungan antara tekanan kontak dan radius kontak pada bantalan *PCD-on-PCD* dengan diameter *femoral head* yang berbeda ditunjukkan pada Gambar 5. Pada model dengan diameter *femoral head* 22 mm memiliki nilai tekanan kontak tertinggi dibandingkan bantalan *PCD-on-PCD* dengan ukuran diameter yang lainnya. Bantalan *PCD-on-PCD* dengan diameter *femoral head* 36 mm memiliki nilai tekanan kontak terendah, namun memiliki radius kontak terpanjang sekitar 4,05 mm pada saat beban puncak. Profil tekanan kontak sebagai fungsi radius kontak untuk bantalan *PCD-on-PCD* pada fase yang dipilih ditunjukkan pada Gambar 6. Gambar 7 menyajikan perbandingan tekanan kontak tertinggi, rata-rata, dan terendah dari bantalan *PCD-on-PCD* pada kondisi berjalan normal. Performa terbaik diberikan oleh bantalan dengan diameter femoral head 36 mm.



Gambar 5. Profil tekanan kontak sebagai fungsi radius kontak untuk diameter *femoral head* yang berbeda bantalan *PCD-on-PCD* pada pembebanan puncak (fase ke-7)



Gambar 6. Profil tekanan kontak sebagai fungsi dari radius kontak untuk diameter *femoral head* yang berbeda bantalan *PCD-on-PCD* pada fase yang dipilih



Gambar 7. Perbandingan tekanan kontak tertinggi, rata-rata, dan terendah dari bahan bantalan *PCD-on-PCD* pada kondisi berjalan normal

4. Kesimpulan

Pada penelitian ini, bantalan *PCD-on-PCD hip joint prosthesis* telah dievaluasi melalui aspek tekanan kontak menggunakan model elemen hingga dua dimensi. Dalam kondisi berjalan normal, tekanan kontak tertinggi ditemukan pada fase ke-7. Bantalan *PCD-on-PCD* dengan ukuran diameter *femoral head* 36 mm, ketebalan *acetabular cup* 5 mm, dan *radial clearance* 50 μm adalah bantalan dengan hasil paling potensial karena nilai tekanan kontak paling rendah. Ini menegaskan resiko kerusakan maupun kegagalan paling rendah dibanding dengan bantalan dengan ukuran diameter *femoral head* yang lain

5. Daftar Pustaka

- [1] R. Marks, J. P. Allegrante, C. R. MacKenzie, and J. M. Lane, "Hip fractures among the elderly: Causes, consequences and control," *Ageing Res. Rev.*, vol. 2, no. 1, pp. 57–93, 2003, doi: 10.1016/S1568-1637(02)00045-4.
- [2] W. Paper, S. Sankar, and V. Tech, "A Review on Total Hip Replacement," no. November, 2016, doi: 10.13140/RG.2.2.13686.80969.
- [3] M. Alvarez-Vera, J. A. Ortega-Saenz, and M. A. L. Hernandez-Rodríguez, "A study of the wear performance in a hip simulator of a metal-metal Co-Cr alloy with different boron additions," *Wear*, vol. 301, no. 1–2, pp. 175–181, 2013, doi: 10.1016/j.wear.2013.01.085.
- [4] X. Hua, J. Li, L. Wang, Z. Jin, R. Wilcox, and J. Fisher, "Contact mechanics of modular metal-on-polyethylene total hip replacement under adverse edge loading conditions," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 13, pp. 3303–3309, 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.08.015.
- [5] Z. M. Jin, S. M. Heng, H. W. Ng, and D. D. Auger, "An axisymmetric contact model of ultra high molecular weight polyethylene cups against metallic femoral heads for artificial hip joint replacements," *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H J. Eng. Med.*, vol. 213, no. 4, pp. 317–327, 1999, doi: 10.1243/0954411991535158.
- [6] M. Kalayarsan, L. Prakash, and S. Shankar, "Material selection of acetabular component in human hip prosthesis using finite element concepts," *Int. J. Exp. Comput. Biomech.*, vol. 2, no. 2, p. 118, 2013, doi: 10.1504/ijecb.2013.056519.
- [7] S. Shankar and R. Nithyaprakash, "Effect of Radial Clearance on Wear and Contact Pressure of Hard-on-Hard Hip Prostheses Using Finite Element Concepts," *Tribol. Trans.*, vol. 57, no. 5, pp. 814–820, 2014, doi: 10.1080/10402004.2014.915072.
- [8] M. I. Ammarullah, A. P. Md Saad, A. Syahrom, and H. Basri, "Contact pressure analysis of acetabular cup surface with dimple addition on total hip arthroplasty using finite element method," *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 1034, no. 1, p. 012001, 2021, doi: 10.1088/1757-899x/1034/1/012001.
- [9] S. Shankar, "Predicting wear of ceramic–ceramic hip prosthesis using finite element method for different radial clearances," *Tribol. - Mater. Surfaces Interfaces*, vol. 8, no. 4, pp. 194–200, 2014, doi: 10.1179/1751584X14Y.0000000077.
- [10] D. S. Simulia, "Abaqus 6.14 / Analysis User's Guide," *ABAQUS 6.14 Anal. User's Guid.*, vol. I, p. 862, 2014.