

Optimasi Numerik Permukaan Bertekstur pada *Total Hip Arthroplasty* untuk Mengurangi Tekanan Kontak dengan Variabel Profil dan Kedalaman

Muhammad Imam Ammarullah^{a,b}, Hasan Basri^b, Ismoyo Haryanto^{a,*}, dan Jamari^a

^aJurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro
Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +62247460059

^bJurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Sriwijaya
Jl. Raya Palembang - Prabumulih KM 32 Indralaya-Ogan Ilir 30662, Telp. +62711580169

*E-mail: ismoyo2001@yahoo.de

Abstract

Wear is a major factor in failure of total hip arthroplasty. Reducing contact pressure is the right step to avoid failures due to harmful wear for the implant. This study aims to optimize the effect of textured surface used in total hip arthroplasty with metal-on-metal type bearings. The findings raised in this article are an exploration of the profile and depth variables to find the lowest contact pressure. Numerical simulations using the finite element method have been selected using the dry contact model. Triaxial loading is divided into 32 phases in one loading cycle to provide realistic results according to real conditions. It was found that oval profile with 0.01 mm depth provide the most optimal results in this study.

Keywords: numerical optimization; total hip arthroplasty; textured surface; contact pressure; finite element method

Abstrak

Keausan merupakan faktor utama terjadinya kegagalan pada *total hip arthroplasty*. Mengurangi tekanan kontak merupakan langkah yang tepat untuk menghindari kegagalan akibat keausan yang berbahaya bagi pengguna implan. Studi yang dilakukan bertujuan untuk mengoptimasi pengaruh permukaan bertekstur yang digunakan pada total hip arthroplasty dengan bantalan berjenis metal-on-metal. Temuan yang diangkat dalam artikel ini adalah eksplorasi variabel profil dan kedalaman untuk mencari tekanan kontak terendah. Simulasi numerik menggunakan metode elemen hingga telah dipilih dengan menggunakan model kontak kering. Pembebanan diberikan secara triaksial yang dibagi menjadi 32 fase dalam satu siklus pembebanan untuk memberikan hasil yang realistis sesuai kondisi nyata. Ditemukan bahwa profil bawah oval dengan kedalaman 0,01 mm memberikan hasil yang paling optimal dalam studi ini.

Kata kunci: optimasi numerik; total hip arthroplasty; permukaan bertekstur; tekanan kontak; metode elemen hingga

1. Pendahuluan

Permukaan bertekstur dilaporkan telah digunakan dalam berbagai komponen mekanis, seperti bantalan poros, bantalan jurnal, bantalan dorong, mesin perkakas potong, pengunci mekanik, dan lainnya yang memberikan berbagai keuntungan secara menyeluruh [1]. Penerapannya pada alat implan juga memberikan dampak positif dalam mengurangi keausan yang merupakan faktor utama penyebab kegagalan implan. Dijelaskan bahwa permukaan bertekstur berupa penambahan *dimple* pada permukaan yang berkontak mengakibatkan penurunan keausan adhesi, koefisien gesek, dan luas kontak [2]. Tekstur yang disediakan juga mampu menjebak partikel aus yang menyebabkan perkembangan keausan dapat meningkat dengan bentuk keausan abrasif. Adapun kelebihan lainnya yang diberikan yaitu menghasilkan tekanan hidrodinamik sebagai daya angkat tambahan dalam mekanisme pelumasan pada permukaan kontak. Banyak peneliti telah memaparkan hasil kajiannya melalui kaji teoritis dan eksperimental untuk memastikan penambahan *dimple* memberikan peningkatan performa secara Tribologi [3,4]. Banyak variabel yang ada dari permukaan bertekstur tersebut yang perlu diteliti lebih lanjut hingga dapat menemukan kriteria optimum untuk membuat permukaan bertekstur yang ideal kedepannya, namun hal ini belum tersedia hingga saat ini. Penjabaran yang rinci juga tidak ditemukan dan meninggalkan gap penelitian yang memerlukan investigasi lebih lanjut.

Studi kali ini bertujuan untuk melakukan optimasi numerik dari permukaan bertekstur pada *total hip arthroplasty* dengan jenis bantalan *metal-on-metal*. Pembebanan secara triaksial yang realistis telah dikembangkan sehingga merepresentasikan gaya sendi pinggul manusia secara 3D yang telah dipertimbangkan dalam penelitian ini. Model kontak secara kontak kerung juga diadopsi untuk melihat tekanan kontak yang lebih menyeluruh. Temuan kami mampu memberikan penjelasan yang lebih mendalam mengenai optimasi numerik untuk permukaan bertekstur sehingga

memberikan tekanan kontak optimum yang paling rendah dalam penelitian ini sehingga dapat mengurangi keausan dan meningkatkan ketahanan implan dalam jangka waktu lama.

2. Material dan metode penelitian

2.1 Parameter Geometri

Geometri yang digunakan dalam penelitian ini telah diadopsi dari penelitian sebelumnya yang dijelaskan pada Tabel 1. Pada kondisi aktual, geometri yang dibuat tidak dapat dibuat begitu presisi sesuai dengan ukuran yang dibutuhkan, namun dalam studi kali ini ukuran tersebut dibuat sangat persis mengikuti penelitian terdahulu. Untuk aplikasi permukaan bertekstur mengacu kepada penelitian sebelumnya [5], namun dengan variasi profil dan kedalaman sebagai variabel optimasi yang dijelaskan pada bagian 2.5.

Tabel 1. Properti material Cobalt Chromium Molybdenum [6]

Parameter	Nilai
Diameter <i>femoral head</i>	28 mm
Ketebalan <i>acetabular cup</i>	5 mm
<i>Radial clearance</i>	0,05 mm

2.2 Material Model

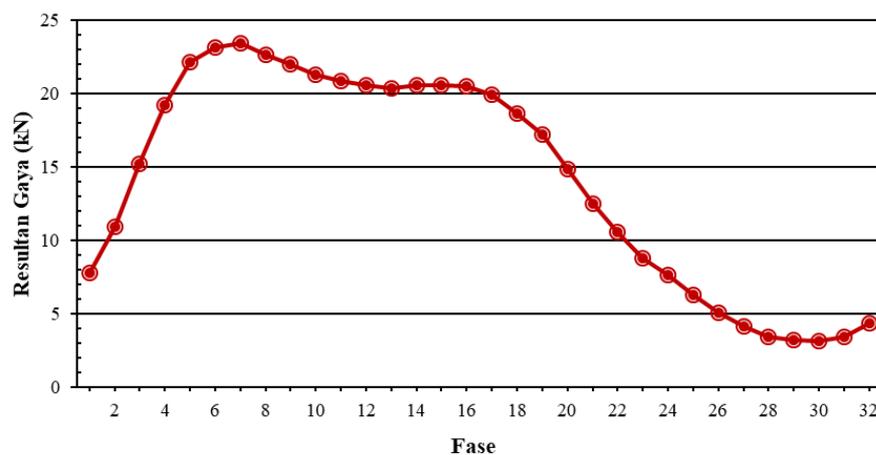
Terdapat banyak material yang digunakan pada bantalan *total hip arthroplasty*, namun dalam penelitian saat ini kami memilih jenis material *metal-on-metal* dengan kedua komponen *acetabular cup* dan *femoral head* menggunakan Cobalt Chromium Molybdenum yang dijelaskan pada Tabel 2. Material dalam simulasi ini diasumsikan homogen, isotropik, dan linier elastis. Selain itu, koefisien gesekan dipilih sebesar 0,2 yang didasarkan oleh presentasi hasil penelitian terdahulu yang mengemukakan bahwa koefisien gesekan bantalan metal-on-metal berkisar antara 0,1-0,2 [7].

Tabel 2. Properti material Cobalt Chromium Molybdenum [8]

Parameter	Nilai
Modulus young	210000 MPa
Rasio poisson	0,3
Properti material	8300 kg/m ³

2.3 Pembebanan

Pembebanan diberikan berupa hasil resultan gaya dari gaya triaksial sendi pinggul manusia yang didapatkan melalui penelitian sebelumnya. Dalam satu siklus pembebanan mewakili proses manusia berjalan normal yang dibagi menjadi 32 fase untuk memudahkan perhitungan pada beban tertinggi yang berada pada fase ke-7 sebesar 2326 N [2,7]. Dalam optimasi numerik yang dilakukan, penelitian hanya mengevaluasi hasil pada fase ke-7 dikarenakan hasil tekanan kontak berbanding lurus dengan nilai tekanan kontak yang diberikan. Pembebanan dijelaskan pada Gambar 1.

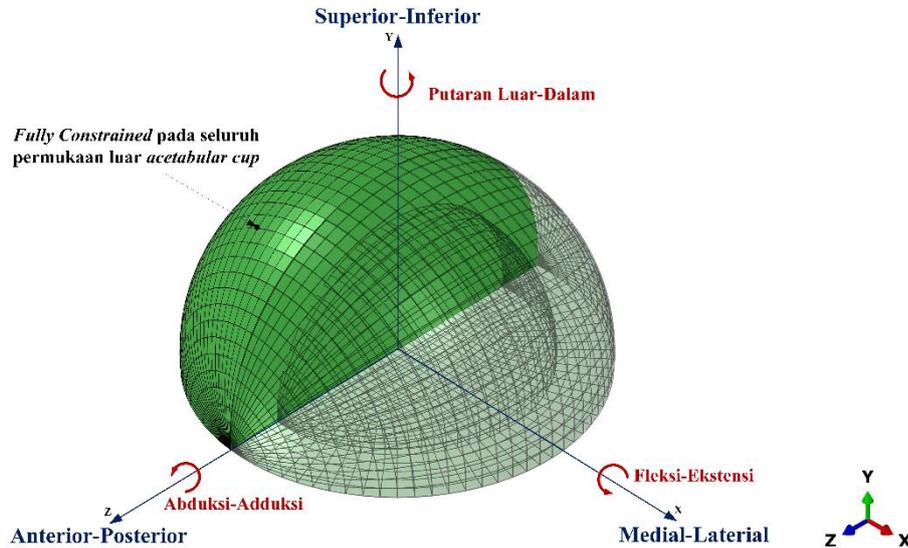


Gambar 1. Resultan gaya dari sendi pinggul manusia [7]

2.4 Kondisi Batas

Kondisi batas dalam studi numerik penting untuk ditentukan dalam upaya memberikan hasil yang sesuai kondisi nyata. Kondisi batas dalam simulasi ini diterapkan pada kedua komponen, yaitu *femoral head* dan *acetabular cup*. Pada *acetabular cup*, kondisi batas diberikan dengan membuat *fully constraint* pada bagian luar permukaan berdasarkan

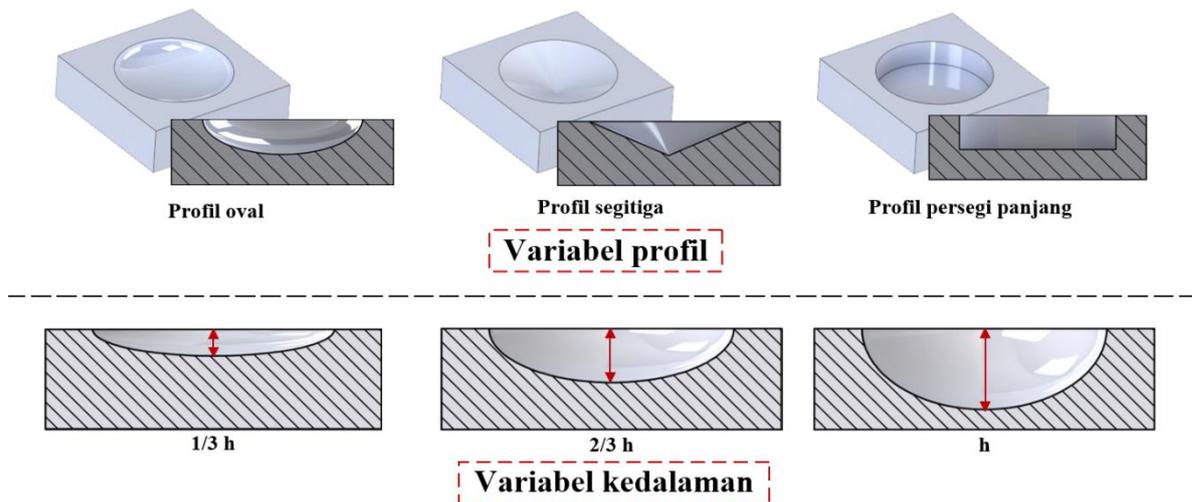
kondisi aktual dimana *acetabular cup* menempel pada acetabulum yang membuatnya tidak bergerak. Selanjutnya, pada *femoral head*, kondisi batas diberikan dengan memberikan batasan rentang gerak yang sesuai dengan kondisi aktual. Pelumas dengan cairan synovial diwakilkan oleh koefisien gesek sehingga dilakukan simulasi secara kontak kering. Pengaruh benda ketiga berupa partikel keausan diabaikan dalam simulasi dan terjadinya kontak tepi tidak diperhitungkan. Kondisi batas dijelaskan pada Gambar 2.



Gambar 2. Kondisi batas pada *total hip arthroplasty* [2]

2.5 Variabel Optimasi

Dalam optimasi numerik, untuk mencari hasil optimum dalam penelitian ini, dua variabel dikaji lebih lanjut untuk mendapatkan tekanan kontak terendah, yaitu variabel profil dan kedalaman yang dijelaskan oleh Gambar 3. Variabel profil terdiri dari profil oval, segitiga, dan persegi panjang. Sedangkan untuk variabel kedalaman terdiri dari $1/3h$, $2/3h$, dan h , dimana h sendiri merupakan kedalaman awal yang diambil dari penelitian sebelumnya sebesar 0.03 mm [5] yang kemudian divariasikan menjadi tiga kedalaman yang berbeda.



Gambar 3. Variabel optimasi

3. Hasil dan Pembahasan

3.1 Fungsi Objektif

Langkah pertama dalam menentukan fungsi objektif, kita harus mendefinisikan permasalahannya terlebih dahulu. Dengan menyusun fungsi, Fungsi X (f_x) diperuntukan untuk profil oval, Fungsi Y (f_y) diperuntukan untuk profil segitiga, dan Fungsi Z (f_z) diperuntukan untuk profil persegi panjang dengan kedalaman masing-masing $1/3h$, $2/3h$, dan h sehingga membentuk definisi permasalahan sebagai berikut:

$$f_x(1/3h, 2/3h, h) = X(1/3h, 2/3h, h)$$

$$f_y(1/3h, 2/3h, h) = Y(1/3h, 2/3h, h)$$

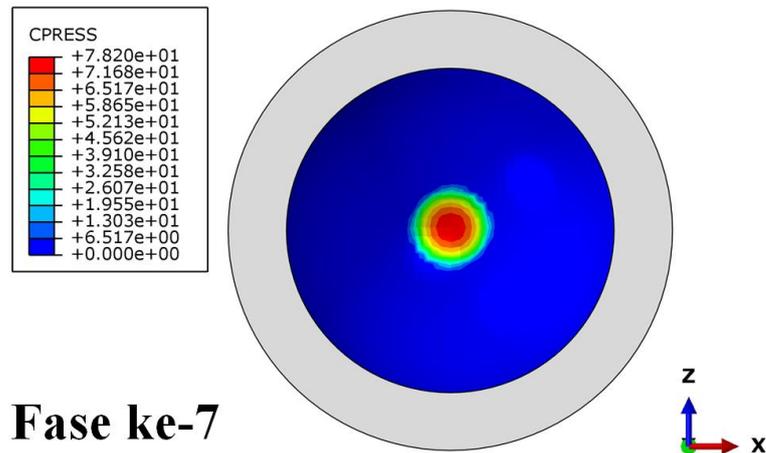
$$f_z(1/3h, 2/3h, h) = Z(1/3h, 2/3h, h)$$

Adapun tujuan dari optimasi numerik ini adalah untuk meminimalkan tekanan kontak yang didapatkan, sehingga dari definisi permasalahan sebelumnya dibuat menjadi fungsi objektif sebagai berikut:

$$f_{obj} = \text{minimum} [f_x(1/3h, 2/3h, h), f_y(1/3h, 2/3h, h), f_z(1/3h, 2/3h, h)]$$

3.2 Inequality Constraint

Untuk mendapatkan hasil optimasi numerik untuk mendapatkan tekanan kontak paling rendah dengan aplikasi permukaan bertekstur pada total hip arthroplasty, hasil tekanan kontak yang didapatkan haruslah lebih rendah dari tekanan kontak dari model tanpa permukaan bertekstur yang dijelaskan pada Gambar 4.



Fase ke-7

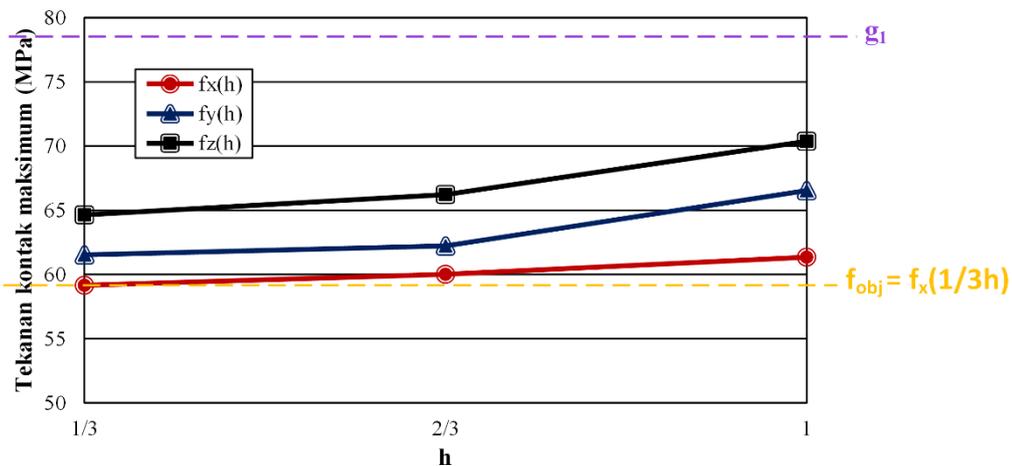
Gambar 4. Distribusi tekanan kontak untuk model tanpa permukaan bertekstur pada acetabular cup

Dari gambar Gambar 4 diketahui tekanan kontak maksimum untuk model tanpa permukaan bertekstur adalah 76.2 MPa, sehingga *inequality constraint* dapat dinyatakan sebagai berikut:

$$g_1 = f_{obj} - 78,2 \text{ MPa} < 0$$

3.3 Hasil Optimasi

Optimasi numerik dilakukan dengan variabel profil dan kedalaman untuk mendapatkan nilai tekanan kontak terendah yang hasilnya dijelaskan pada Gambar 5. Didapatkan bahwa $f_{obj} = f_x(1/3h)$ yang memberikan tekanan kontak terendah berada pada nilai 59,17 MPa. Hal tersebut menunjukkan bahwa variabel yang digunakan untuk mendapatkan hasil optimum adalah profil oval dan kedalaman 1/3h (0,01 mm). Dengan tekanan kontak yang rendah, hal ini menunjukkan penggunaan parameter optimum hasil dari optimasi dapat memberikan keausan yang paling rendah diantara kombinasi parameter lainnya yang sangat baik dalam menghindari kegagalan akibat keausan serta meningkatkan ketahanan implan dalam jangka waktu yang lama.



Gambar 5. Hasil tekanan kontak pada fase ke-7 untuk berbagai variasi profil dan kedalaman

4. Kesimpulan

Penelitian yang dilakukan berhasil melakukan optimasi numerik dari permukaan bertekstur pada *metal-on-metal total hip arthroplasty* menggunakan metode elemen hingga. Tujuan utama dari penelitian ini adalah menemukan parameter

penambahan dimple yang optimum dengan menyelidiki dua variabel, yaitu profil dan kedalaman untuk memaksimalkan dampak positif yang diberikan dari permukaan bertekstur. Kami menemukan profil oval dengan kedalaman 0,01 mm memberikan tekanan kontak terendah yang mengindikasikan keausan yang rendah pula, serta dapat mengurangi resiko kegagalan akibat keausan dan meningkatkan ketahanan implan dalam jangka waktu lama. Temuan ini sangat penting untuk memaksimalkan berbagai keunggulan dari aplikasi permukaan bertekstur pada *total hip arthroplasty*.

Ucapan Terima Kasih

Penulis mengucapkan terima kasih secara khusus kepada Dr.-Ing. Ir. Ismoyo Haryanto, MT. selaku dosen pengampu mata kuliah Prinsip-prinsip perancangan optimal pada Magister Teknik Mesin Universitas Diponegoro yang telah membimbing penulis dalam pengerjaan artikel ini yang merupakan tugas pengganti ujian akhir semester dari mata kuliah yang beliau ampu. Terimakasih juga saya ucapkan kepada Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri selaku pembimbing skripsi di Universitas Sriwijaya dan Prof. Dr. Jamari, S.T., M.T. selaku pembimbing tesis di Universitas Diponegoro, dimana penelitian yang dihadirkan saat ini berkaitan dengan skripsi dan tesis dibawah bimbingan mereka, yaitu terkait analisa tekanan kontak dan keausan pada *total hip arthroplasty*.

Daftar Pustaka

- [1] Ammarullah, M.I., 2019, "*Analisis Pengaruh Variasi Bottom Profile Dimple di Permukaan Femoral Head terhadap Keausan pada Total Hip Arthroplasty*," Universitas Sriwijaya.
- [2] Ammarullah, M.I., Basri, H., Jamari, Saad, A.P.M., Syahrom, A., 2020, "*Simulasi Prediksi Tekanan Kontak pada Permukaan Acetabular Cup dengan Aplikasi Permukaan Bertekstur pada Total Hip Arthroplasty*", Jurnal Rekayasa Mesin, 15(3): 237–43.
- [3] Amarullah, M.I., Basri, H Prakoso, A.T.,, Ramadhoni, T.S., Syahrom, A., Wicaksono, D., 2019, "*The Analysis of Dimple Geometry on Artificial Hip Joint to the Performance of Lubrication*," Journal of Physics: Conference Series, 1198(4): 1–10.
- [4] Ammarullah, M.I., Basri, H., Prakoso, A.T., Ramadhoni, T.S., Syahrom, A., Vincent, 2019, "*The Analysis of The Dimple Arrangement of The Artificial Hip Joint To The Performance of Lubrication*," IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, 620(1): 1–10.
- [5] Bin, M.A., Choudhury, D., Mootanah, R., Roy, C.K., Stavness, I., Vrbka, M., 2017, "*The Impact of Surface and Geometry on Coefficient of Friction of Artificial Hip Joints*," Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 72(May): 192–9.
- [6] Jin, Z.M., Mak, M.M., 2002, "*Effect of Microseparation On Contact Mechanics In Ceramic-On-Ceramic Hip Joint Replacements*," Key Engineering Materials, 218–220(March): 531–4.
- [7] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., 2001, "*Hip Contact Forces and Gait Patterns From Routine Activities*," Journal of Biomechanics, 34: 859–71.
- [8] Higgs, CF., dan Jhurani, S.M., 2010, "*An Elastohydrodynamic Lubrication (EHL) Model of Wear Particle Migration In An Artificial Hip Joint*," Tribology International, 43(8): 1326–38.