

STUDI PENGARUH MATERIAL DAN KETEBALAN TERHADAP PARAMETER-PARAMETER KONTAK PADA SISTEM *ARTIFICIAL HIP JOINT*

Sugiyanto dan Jamari*

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

*E-mail: j.jamari@gmail.com

ABSTRAK

Penggantian dengan sendi tulang pinggul buatan (*artificial hip joint*) dilakukan apabila terjadi kerusakan permanen pada sendi tersebut. Pemilihan sifat material dan dimensi *artificial hip joint* perlu dilakukan secara cermat untuk mendapatkan kemampuan maksimal sambungan tulang pinggul buatan. Sistem *artificial hip joint* ini terdiri dari tiga bagian utama: *femoral head*, *acetabular cup*, dan *cement*. Paper ini mengkaji pengaruh variasi ketebalan *acetabular cup* dan material penyusunnya terhadap parameter-parameter kontak seperti tekanan kontak, dan radius kontak. Material penyusun yang dipilih adalah Co-Cr, UHMWPE, dan PMMA. Dua material terakhir memiliki sifat *viscoelastic*. Pemodelan sistem kontak dengan sistem layer dilakukan dengan analisa numerik metode elemen hingga. Dari hasil yang diperoleh diketahui bahwa ketebalan *acetabular cup* tidak memiliki pengaruh yang signifikan terhadap parameter kontak untuk pasangan metal-non metal, namun untuk pasangan metal-metal perbedaannya cukup signifikan.

Kata kunci: mekanika kontak, *viscoelastic*, *acetabular cup*, *artificial hip joint*.

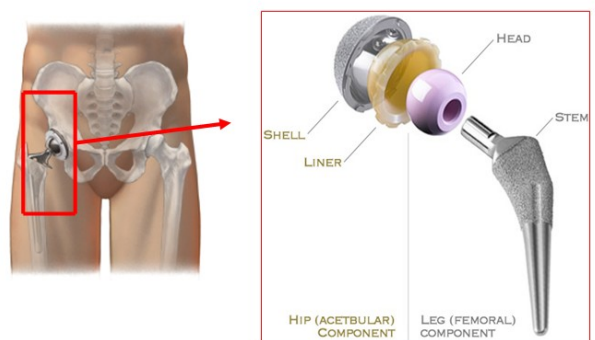
PENDAHULUAN

Sifat-sifat seperti stabilitas dan mobilitas sangat penting pada sebuah sambungan tulang pinggul buatan (*artificial hip joint*). Untuk memenuhi sifat-sifat tersebut maka diperlukan perpaduan yang tepat antara variasi bentuk dengan posisi dan fungsi. Aspek tribologi pada sambungan tulang sangat besar pengaruhnya. Pelumasan menghasilkan kemampuan sambungan tulang untuk beroperasi pada kondisi yang berbeda dan membuat kontak pada sambungan tulang mempunyai koefisien gesek yang sangat kecil antara 0.003-0.015 [1]. Sambungan tulang mempunyai beberapa kemungkinan kerusakan atau kegagalan fungsi. Ada dua jenis kerusakan yang sering terjadi yaitu, kerusakan karena kecelakaan sebagai akibat pembebanan yang terlalu besar sehingga melebihi batas kemampuan yang bisa ditahan oleh sambungan tulang itu sendiri, dan keroposnya tulang karena bertambahnya usia. Kerusakan dan ketidaknormalan fungsi sambungan tulang ini mendorong diciptakannya sambungan tulang buatan. Pada dunia kedokteran sambungan tulang buatan yang paling banyak dipakai adalah sambungan tulang pinggul. Hal ini dikarenakan sambungan tulang pinggul pada manusia sangat rentan terhadap kerusakan dibanding dengan sambungan tulang yang lain seperti pada lutut (*knee joint*).

Sambungan tulang buatan pada manusia telah berkembang sejak puluhan tahun yang lalu. Gambar 1 menunjukkan sambungan tulang pinggul buatan dan komponen-komponen penyusunnya. Secara garis besar, sambungan tulang pinggul buatan terdiri dari lima

bagian yaitu *stem*, *femoral head*, *acetabular cup* (*liner*), semen (tidak diperlihatkan pada gambar) dan *shell* [2].

Pasangan material yang dipilih pada dunia kedokteran di Indonesia pada umumnya adalah tipe pasangan metal-on-UHMWPE (Ultra High Molecular Polyethylene) untuk *femoral head* dan *acetabular cup*. Model pemilihan ini sangat populer karena sifat-sifat yang menguntungkan dari *viscoelasticity* yang dimiliki oleh UHMWPE [3, 4]. Kelebihan UHMWPE, antara lain, mampu meredam tegangan yang timbul dalam sambungan pada saat pasien melakukan aktivitas [5].



Gambar 1. Sambungan tulang pinggul buatan [2]

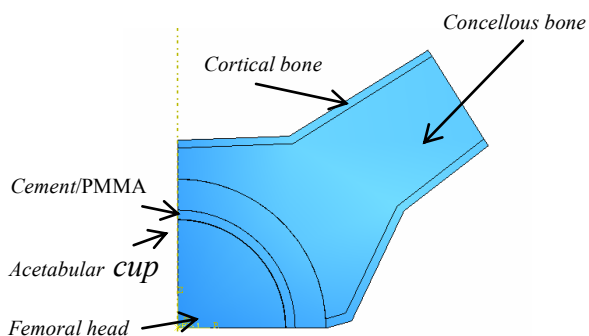
Femoral head pada umumnya terbuat dari paduan Co-Cr (Cobalt-Crom). *Femoral head* berbentuk bola dengan diameter antara 28-33 mm dan penggunaannya tergantung dari kondisi pengguna.

Desain sambungan tulang pinggul buatan yang ada saat ini diprediksi dapat bertahan selama 20 tahun [5]. Namun demikian tidak sedikit dari pasien yang dalam beberapa tahun penggunaan sudah merasakan hal yang tidak normal pada sambungan tulang pinggul buatan yang dipakainya. Terdapat beberapa aspek yang dapat mempengaruhi lamanya umur pemakaian sambungan tulang pinggul buatan. Kegagalan yang sering terjadi disebabkan oleh dua aspek utama yaitu aspek medis dan aspek tribology. Aspek medis yang banyak menyebabkan kegagalan sistem sambungan tulang pinggul buatan antara lain alergi, infeksi, dan kesalahan pemasangan. Sedangkan aspek tribology antara lain keausan, gesekan, dan tekanan kontak.

Paper ini membahas perancangan pasangan kontak antara *femoral head* dan *acetabular cup* dari aspek tribology. Ketebalan dinding *acetabular cup* dan material penyusun pasangan kontak tersebut divariasikan untuk mempelajari karakteristik kontak yang terjadi. Tiga variasi ketebalan dan berbagai jenis material viscoelastic dan non-viscoelastic, akan dipelajari. Analisa sistem kontak dilakukan menggunakan analisa numerik metode elemen hingga.

PEMODELAN

Sambungan tulang pinggul buatan dimodelkan dengan bentuk dua dimensi *axisymmetric* seperti yang diperlihatkan pada Gambar 2. Susunan sambungan tulang pinggul buatan terdiri *femoral head*, *acetabular cup*, semen, *concellous bone*, dan *cortical bone*. Sifat atau properti material untuk semen terdiri dari dua model yaitu menggunakan *acrylic cement* yang diasumsikan sebagai *linear elastic* dan *polymethyl methacrylate (PMMA)* yang diasumsikan sebagai *linear viscoelastic*. Nilai modulus elastisitas dan rasio Poisson material-material tersebut dapat dilihat pada Tabel 1. Pada Tabel 2 ditampilkan nilai modulus geser (*shear modulus*) untuk material UHMWPE dan PMMA. Dimensi yang digunakan pada model adalah sebagai berikut. Diameter *femoral head* sebesar 34,877 mm, *radial clearance* sebesar 0,0079 mm, dan *cup wall thickness* dengan tiga variasi 1,506 mm, 3,012 mm, dan 4,518 mm.



Gambar 2. Pemodelan *axysymmetric* sambungan tulang pinggul

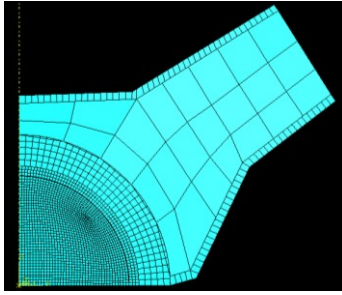
Pada pemodelan berbasis metode elemen hingga ini, *mesh* yang digunakan untuk semua komponen adalah *4-node bilinear axisymmetric quadrilateral, reduced integration, hourglass control* (lihat Gambar 3). Jumlah elemen total sebanyak 1988. *Meshing* halus diterapkan pada *femoral head* dan *acetabular cup* karena pada dua komponen tersebut kontak akan terjadi, sehingga hasil simulasi akan lebih teliti. Pada komponen yang tidak berkontak *mesh* diperkasar agar mengurangi waktu dan iterasi selama proses simulasi. Pembebanan dilakukan pada titik pusat dari *femoral head* dan *acetabular cup* sebesar 2500 N atau 4-5 kali berat manusia dewasa rata-rata secara *ramp and hold*. Karena material mempunyai sifat *viscoelastic*, dengan pembebanan *ramp and hold* maka akan terjadi penurunan tegangan pada model. Beban yang diberikan adalah beban statik dengan waktu penahanan selama 300 detik.

Tabel 1. Data properti mekanik komponen-komponen sambungan tulang pinggul buatan [6, 7]

Material	Modulus Young [MPa]	Rasio Poisson
<i>Femoral head (CoCr)</i>	210000	0,30
<i>Acetabular cup (UHMWPE)</i>	1000	0,45
<i>PMMA cement</i>	2944	0,38
<i>Concellous bone</i>	800	0,20
<i>Cortical bone</i>	17000	0,30

Tabel 2. *Shear modulus* hasil *relaxation test* UHMWPE dan PMMA [6, 7]

UHMWPE		PMMA	
<i>t</i> (s)	<i>G</i> (MPa)	<i>t</i> (s)	<i>G</i> (MPa)
0,1	2,99	0.1	2600
12	1,38	1	2535,97
24	1,23	2	2514,76
36	1,12	4	2457,84
48	1,11	6	2387,15
60	1,08	8	2355,93
72	1,06	10	2313
84	1,04	20	2233,42
108	1,01	40	2172
120	0,98	60	2138,67
240	0,86	80	2112,96
360	0,79	100	2090,94
480	0,74	200	2024,23
600	0,69	400	1984,87
720	0,66	600	1978
840	0,64	800	1976,44
960	0,61	1000	1976,44

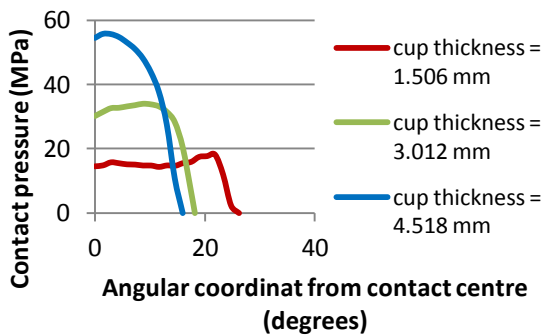


Gambar 3. Pemodelan berbasis metode elemen hingga sambungan tulang pinggul buatan (*meshing*)

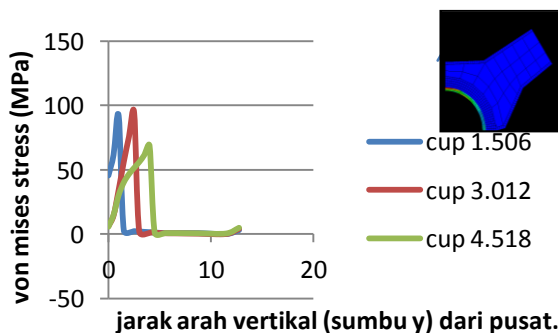
HASIL DAN PEMBAHASAN

Model *Metal on Metal*

Gambar 4 menunjukkan plot distribusi tekanan kontak sepanjang radius kontak (dari titik pusat kontak) untuk variasi ketebalan yang berbeda-beda pada model *Metal on Metal*. Dari gambar ini dapat disimpulkan bahwa tekanan kontak maksimum akan meningkat secara signifikan apabila ketebalan *cup* semakin tebal. Tetapi sebaliknya, semakin tebal ketebalan *cup* maka semakin turun jari-jari kontak atau luas permukaan kontak yang terjadi.



Gambar 4. Pengaruh ketebalan *cup* terhadap distribusi tekanan kontak *Metal on Metal* model

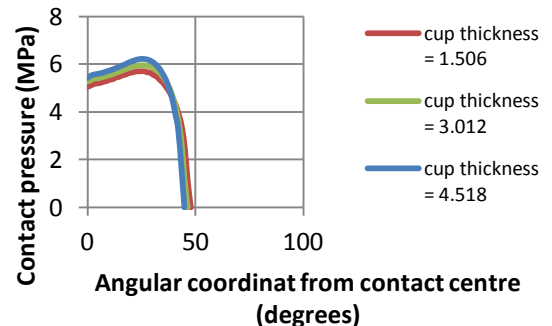


Gambar 5. Distribusi tegangan von Mises *Metal on Metal* model

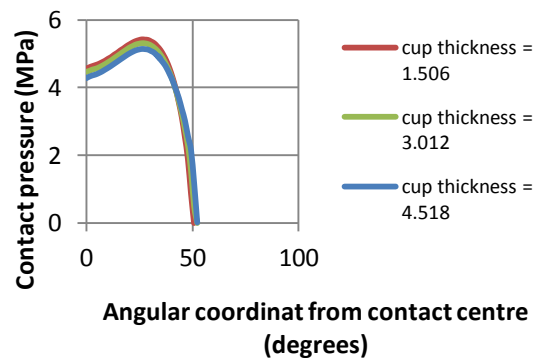
Distribusi tegangan von Mises terhadap jarak vertikal (arah sumbu *y*) untuk ketiga variasi ketebalan model *Metal on Metal* diperlihatkan pada Gambar 5. Dapat dilihat di sini bahwa distribusi tegangan von Mises akan mengalami kenaikan secara drastis pada *acetabular cup*. Posisi tegangan von Mises maksimum terjadi pada daerah dekat permukaan kontak antara *acetabular cup* dan semen. Tegangan von Mises tertinggi mencapai 91632 MPa untuk ketebalan *cup* 1,506 mm, 94419 MPa untuk ketebalan *cup* 3,012 mm, dan 68573 MPa untuk ketebalan *cup* 4,518 mm. Namun demikian, tegangan von Mises yang diterima oleh tulang sebesar kurang dari 0,9 MPa untuk semua ketebalan *cup*.

Model *Metal on UHMWPE*

Hasil simulasi untuk pemodelan *Metal on UHMWPE* ditampilkan pada Gambar 6 sampai dengan Gambar 8. Gambar 6(a) memperlihatkan adanya efek dari ketebalan *cup* terhadap distribusi tekanan kontak (*contact pressure*) untuk waktu 1 detik. Pada gambar tersebut terlihat adanya perbedaan *maximum contact pressure* sebesar 9 %. Gambar 6(b) memperlihatkan efek dari ketebalan ketebalan *cup* terhadap distribusi *contact pressure* untuk waktu 300 detik. Berbeda dengan saat $t = 1$ detik, di sini perbedaan tekanan kontak maksimum yang terjadi lebih rendah, yaitu hanya sekitar 3 % dengan kurva yang hampir berimpit dan posisinya berlawanan dengan Gambar 6(a).



a)

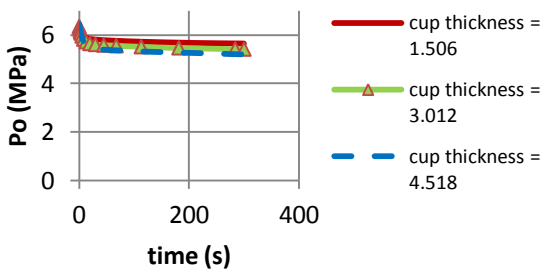


b)

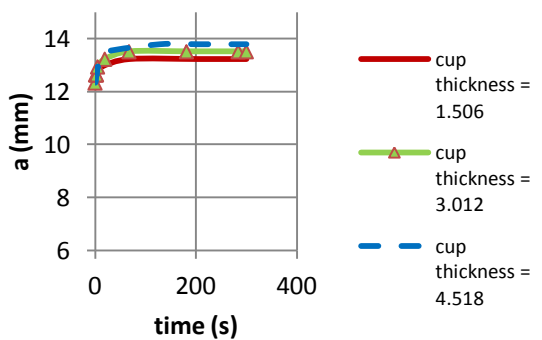
Gambar 6. Pengaruh ketebalan *cup* terhadap distribusi tekanan kontak *Metal on UHMWPE with Acrylic cement* model saat (a) $t = 1$ s dan (b) $t = 300$ s

Selanjutnya Gambar 7 menampilkan perubahan tekanan kontak maksimum, jari-jari kontak, dan kedalaman kontak pada saat $t = 1$ detik sampai dengan $t = 300$ detik untuk setiap variasi ketebalan *cup* pada model *Metal on UHMWPE* dengan *PMMA cement*. Dari Gambar 7 dapat disimpulkan bahwa perbedaan ketebalan *cup* mempengaruhi distribusi tekanan kontak, jari-jari kontak atau luas permukaan kontak dan kedalaman kontak tetapi tidak signifikan. Pada saat $t = 1$ detik tidak ditunjukkan perubahan yang mencolok, namun setelah $t = 300$ detik pengaruh dari ketebalan *cup* akan lebih terlihat. Untuk ketebalan *cup* paling rendah akan membutuhkan waktu yang lebih cepat untuk mencapai keadaan konstan daripada ketebalan *cup* yang lebih tinggi.

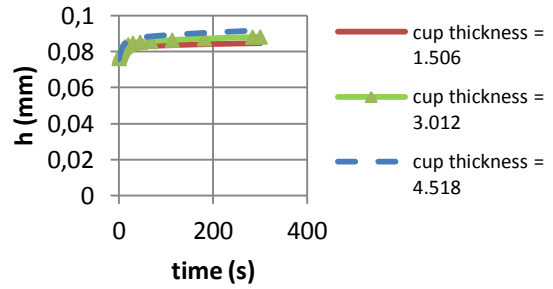
Perubahan distribusi tekanan kontak juga dipengaruhi oleh waktu. Hal ini disebabkan UHMWPE dan PMMA mempunyai sifat *viscoelastic*. Semakin lama waktu pembebanan (*holding time*) semakin kecil tekanan kontak maksimum karena semakin meningkatnya jari-jari kontak. Kedalaman kontak atau penetrasi *femoral head* pada *acetabular cup* juga akan meningkat seiring berjalannya waktu. Titik kritis kontak dimana letak tekanan kontak maksimum terjadi, berada tidak pada pusat kontak. Titik kritis kontak terjadi di dekat daerah jari-jari kontak. Hal ini disebabkan karena adanya *radial clearance* antara *femoral head* dan *acetabular cup*.



(a)

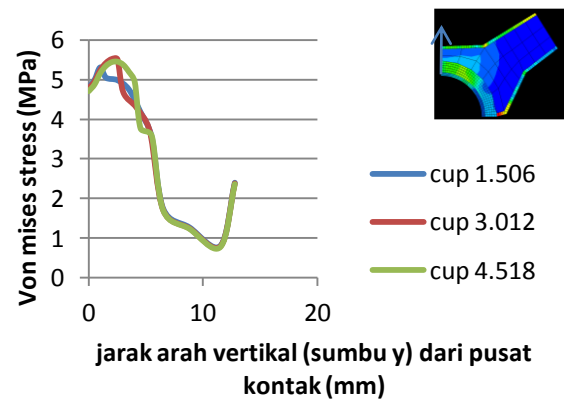


(b)

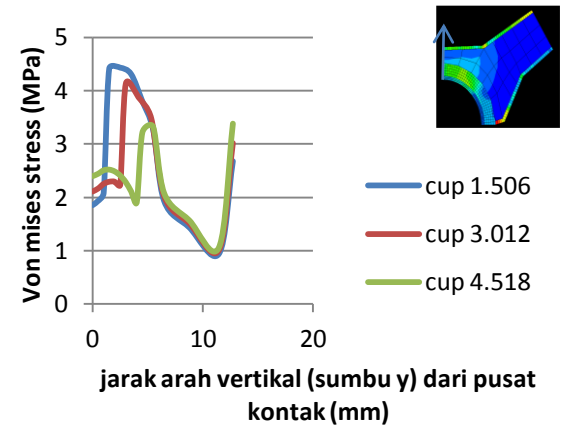


(c)

Gambar 7. Variasi waktu terhadap (a) tekanan kontak maksimum, (b) jari-jari kontak dan (c) kedalaman kontak *Metal on UHMWPE with PMMA cement* model



(a)



(b)

Gambar 8. Distribusi tegangan von Mises *Metal on UHMWPE with PMMA cement* model saat (a) $t = 1$ s dan (b) $t = 300$ s

Gambar 8 menunjukkan distribusi tegangan von Mises model *Metal on UHMWPE with PMMA cement* terhadap jarak vertical dari pusat kontak. Distribusi tegangan von Mises pada model *Metal on UHMWPE with Acrylic cement* mempunyai trend grafik yang

hampir sama dengan model *Metal on UHMWPE with PMMA cement* (Gambar 8). Tegangan von Mises maksimum yang terjadi pada *Metal on UHMWPE with Acrylic cement* lebih rendah. Ketebalan *cup* berpengaruh pada letak tegangan von Mises maksimum dan nilainya, tetapi ketebalan *cup* hampir tidak berpengaruh pada distribusi tegangan von Mises pada saat $t = 1$ detik. Waktu pembebanan juga berpengaruh pada tegangan von Mises maksimum. Semakin lama waktu pembebanan, semakin rendah tegangan von Mises maksimum.

KESIMPULAN

Untuk mendapatkan kemampuan maksimal sambungan tulang pinggul buatan maka perlu pengkajian secara cermat. Studi tentang pengaruh variasi ketebalan *acetabular cup* dan material penyusunnya terhadap parameter-parameter kontak seperti tekanan kontak, dan radius kontak telah dilakukan. Model sambungan tulang pinggul buatan dibuat dalam beberapa kombinasi yaitu *Metal on Metal*, *Metal on UHMWPE with PMMA cement* dan *Metal on UHMWPE with Acrylic cement*.

Dari hasil-hasil yang diperoleh dapat disimpulkan bahwa ketebalan *acetabular cup* tidak memiliki pengaruh yang signifikan terhadap parameter-parameter kontak untuk pasangan *Metal-Nonmetal*, namun untuk pasangan *Metal-Metal* perbedaannya cukup signifikan. Untuk material viscoelastik semakin lama waktu pembebanan (*holding time*) semakin kecil tekanan kontak maksimum karena semakin meningkatnya jari-jari kontak. Kedalaman

kontak atau penetrasi *femoral head* pada *acetabular cup* juga meningkat seiring berjalannya waktu.

REFERENSI

1. L.D. Dorr and K.R. Hilton, K. R., Modern Metal-on-Metal Articulation for Total Hip Replacement, *Clinical Orthopedics and Related Research*, 333 (1996) 108-117.
2. J.N.A. Soto, N.C. Cora, and J.F. Irizarry, *Mechanics of Biomaterials: Orthopedics, Application of Engineering Mechanics in Medicine*, GED, University of Puerto Rico, Mayaguez (2005) E1-E17.
3. D. Roylance, *Engineering Viscoelasticity*, Departement of Mechanical Science and Engineering, MIT, Cambridge, USA (2001).
4. S.M. Kurtz, *UHMWPE Biomaterials Handbook*, Second Edition, Elsevier, London, UK (2009).
5. N. Suhendra, and G.W. Stachowiak, *Computational Model of Asperity Contact for the Prediction of UHMWPE Mechanical and Wear Behaviour in Hip Joint Replacement*, *Tribology Letters*, 25 (2007) 9-22.
6. W.N. Findley, J.S. Lai, and K. Onaran, *Creep and Relaxation of Nonlinear Viscoelastic Materials*, North-Holland Publishing Company, Amsterdam (1975).
7. P. Ghost, *Polymer Science and Technology*, Mc.Graw-Hill, New Delhi, India (2002).