

Simulasi Dan Pemodelan Metal On Metal Bearing Menggunakan Elemen Hingga

Rochmad Winarso, ST., MT.¹

ABSTRACT

Hip bearing on artificial hip joints are classified into (1) hard-on-hard materials such as metal-on-metal (MOM), ceramic-on-ceramic (COC) and also developed ceramic-on-metal (COM). The objectives of this research are determine the influence of the contact properties like CoCr-on-CoCr Modelling, CoCr-on-St316L Modelling, St316L-on-CoCr Modelling and St216L-on-St316L modeling against the accuracy of analysis results (von Mises stress, stress and contact pressure max.principal) . Result analysis it can be concluded that the large contact pressure, contact radius and the von Mises stress occurring at each different pair. Von Mises stress maximum occurs at the acetabular cup. CoCr-on-CoCr have maximum contact pressure and von Mises stress, and St216L-on-St316L have minimum contact pressure and von Mises stress. For each analysis hard-on-hard material model can be concluded that variations in material differences in both the femoral head and the acetabular cup have affect the distribution contact pressure on material.

Keyword: *hip bearing, contact mechanic, finite element method, von Mises Stress*

ABSTRAK

Pada umumnya *hip bearing* pada sambungan tulang pinggul buatan diklasifikasikan menjadi (1) *hard-on-hard material* seperti *metal-on-metal* (MOM), *ceramic-on-ceramic* (COC) dan dikembangkan juga *ceramic-on-metal* (COM). Tujuan yang ingin dicapai pada penelitian ini adalah : Mengetahui pengaruh kontak properties yaitu CoCr on CoCr Modelling, CoCr on St316L Modelling , St316L on CoCr Modelling dan St216L on St316L modelling terhadap akurasi hasil analisis yang meliputi tegangan *von Mises*, *max.principal stress* dan *contact pressure*. Dari analisis di atas dapat disimpulkan bahwa besar tekanan kontak, jari-jari kontak dan tegangan *von Mises* yang terjadi pada tiap-tiap pasangan berbeda. Tegangan *von Mises* maksimum terjadi pada bagian *acetabular cup*. Pasangan CoCr-on-CoCr mengalami tekanan kontak dan tegangan *von Mises* terbesar sedangkan pasangan ST 316L-on-ST 316L mengalami tekanan kontak dan tegangan *von Mises* paling kecil. Untuk setiap model yang telah dianalisa dapat disimpulkan bahwa pada *hard-on-hard material*, variasi perbedaan material baik *femoral head* maupun *acetabular cup* berpengaruh terhadap distribusi tekanan kontak yang terjadi.

Kata kunci: *hip bearing, mekanika kontak, metode elemen hingga, Tegangan von Mises hingga*

Pendahuluan

Saat ini pemakaian metode elemen hingga dengan aplikasi perangkat lunak tersebut sudah berkembang dengan pesat. Di Indonesia aplikasi dari perangkat lunak ini banyak digunakan oleh kalangan akademisi maupun kalangan industri. Banyak penelitian yang dilakukan dengan aplikasi perangkat lunak ini. Hal tersebut didasarkan selain pada akurasi hasil analisa, juga pada kecepatan hasil yang diperoleh. Elfrida Saragi (2005) menggunakan metode elemen hingga untuk mengitung termal stress pada bahan struktur yang terkorosi. Penelitian dilakukan dengan memodelkan proses timbulnya stress pada lapisan oksida saat didinginkan. Bahan Struktur yang terkorosi yang digunakan adalah Paduan Aluminium. Lapisan oksida tersebut terbentuk pada saat Paduan Aluminium teroksidasi pada temperatur tinggi. Pemodelan dilakukan menggunakan metode elemen hingga yang terkemas dalam paket program ANSYS. B. Bandriyana (2005) melakukan analisis tegangan pada bengkokan pipa dalam sistem pemipaan fasilitas nuklir menggunakan elemen hingga. Analisis tegangan pipa dengan metode elemen hingga dilakukan untuk melengkapi hasil analisis tegangan dari program CAESAR

Saat ini metode elemen hingga digunakan juga untuk analisa kontak mekanik. Perkembangan di bidang ini juga kemajuan yang pesat. Banyak dijumpai di jurnal internasional analisa kontak mekanik dilakukan dengan menggunakan metode elemen hingga dengan mengaplikasikan perangkat lunak. Namun di Indonesia masih jarang ditemui baik dalam jurnal maupun dalam seminar-seminar hasil penelitian. Salah satu bentuk model kontak mekanik mekanisme hip bearing yang diimplementasikan pada manusia.

Pada umumnya *hip bearing* pada sambungan tulang pinggul buatan diklasifikasikan menjadi (1) *hard-on-hard material* seperti *metal-on-metal* (MOM), *ceramic-on-ceramic* (COC) dan dikembangkan juga *ceramic-on-metal* (COM) dan (2) *hard-on-soft material* dengan menggunakan material *polyethylene* yang bersifat *viscoelastic* sebagai *hip bearing* sedangkan *femoral head* terbuat dari paduan logam yang disebut dengan *metal-on-polyethylene* (M-PE) atau terbuat dari keramik yang disebut dengan *ceramic-on-polyethylene* (C-PE) (Kurtz, S.M., 2009).

Geometri *hip bearing*

a. *Femoral head bone*

Ukuran diameter dari *femoral head bone* merupakan faktor yang sangat berpengaruh terhadap penentuan dimensi dari *artificial hip joint*. Beberapa penelitian sebelumnya telah dikembangkan guna menentukan dimensi dari *bone femoral head* ini. Ukuran dari *bone femoral head* dipengaruhi oleh ras, keturunan, iklim dan faktor geografis lainnya. Afroze, A., (2005) telah meneliti dimensi dari *bone femoral head* untuk masyarakat Banglades bagian utara. Pada penelitian tersebut telah dikembangkan penentuan diameter *bone femoral head* untuk jenis kelamin laki-laki dan perempuan. Hasil penelitiannya menunjukkan adanya perbedaan antara ukuran diameter dari keduanya. Diameter *femoral head* laki-laki lebih besar dari ukuran diameter perempuan. Ukuran diameter rata-rata *bone femoral head* untuk laki-laki bagian kanan 42,3 mm dan bagian kiri 42,1 mm. Sedangkan ukuran untuk perempuan bagian kanan 37,6 mm dan bagian kiri 37,4 mm.

b. *Ketebalan acetabular cup*

Mohammed, H.F., (2005) melakukan studi tentang pengaruh perbedaan dimensi *hip joint system* terhadap *von Mises stress* pada bagian *cement* menggunakan metode elemen hingga. *Head hip joint* dimodelkan sebagai *rigid body* dan material *acetabular cups* menggunakan UHMWPE yang diasumsikan *homogenous, isotropic* dan *linearly elastic*. Hasil penelitian tersebut menyimpulkan bahwa dimensi optimal dari *hip joint system* adalah diameter *femoral head* 11 mm dan ketebalan *acetabular cup* tidak lebih dari 7 mm. Analisa tegangan kontak pada material UHMWPE perlu dikembangkan ke arah *viscoelastic modeling*, mengingat material tersebut merupakan material yang *viscoelastic*. Sifat *viscoelastic* merupakan suatu sifat material yang menunjukkan respon elastik dan viskos ketika terjadi deformasi. Tegangan dan regangan yang terjadi pada material *viscoelastic* merupakan suatu fungsi waktu.

c. *Ketebalan semen*

Proses fiksasi *artificial hip joint* dibedakan menjadi dua jenis yaitu *cemented* dan *cementless*. Lamvohee, J.M.S, (2006) melakukan studi tentang pengaruh ketebalan cement terhadap distribusi *von Mises stress* pada diameter

femoral head, jenis tulang dan *body mass index* (BMI) yang berbeda. Dari hasil penelitian tersebut menunjukkan bahwa ketebalan semen mempunyai pengaruh terhadap distribusi tegangan yang terjadi pada *acetabular cup*. Semakin tebal lapisan semen yang digunakan maka tegangan pada *acetabular cup* semakin kecil. Bila tingkat tegangan yang terlalu tinggi maka akan menyebabkan terjadinya *loosening* pada *acetabular cup*. Dari penelitian tersebut juga dapat disimpulkan bahwa untuk *femoral head* yang berdiameter kurang dari 50 mm disarankan menggunakan ketebalan semen minimal 4 mm.

Metodologi

Pada penggunaannya, secara umum perangkat lunak metode elemen hingga memiliki tiga tahapan utama, yakni:

1. *Pre-processing*

Pada tahap ini pengguna membuat model yang menjadi bagian untuk dianalisis yang mana geometri tersebut dibagi-bagi menjadi sub-bagian-sub-bagian yang terdiskritisasi atau disebut “elemen”, dihubungkan pada titik diskritisasi yang disebut “nodal”. Nodal tertentu akan ditetapkan sebagai bagian melekat yang kaku (*fix displacement*) dan bagian lain ditentukan sebagai bagian kena beban (*load*).

2. *Analysis*

Pada tahap ini data-data yang dimasukkan pada tahap *pre-processing* sebelumnya akan digunakan sebagai input pada kode elemen hingga untuk membangun dan menyelesaikan sistem persamaan aljabar linier atau non linier. Informasi matrix tergantung pada tipe persoalan yang sedang terjadi, dan modul akan mengarah pada pendekatan analisis truss dan tegangan linier elastis. Perangkat lunak berbayar sudah memiliki kemampuan lebih yang mampu menyelesaikan banyak tipe persoalan.

3. *Post-processing*

Menampilkan hasil akhir setelah penganalisisan oleh modul penganalisis dengan menampilkan data *displacements* dan tegangan pada posisi bagian yang terdiskritisasi pada model geometri. *Post-processing* biasanya menampilkan grafis dengan kontur warna yang menggambarkan tingkatan tegangan yang terjadi pada model geometri.

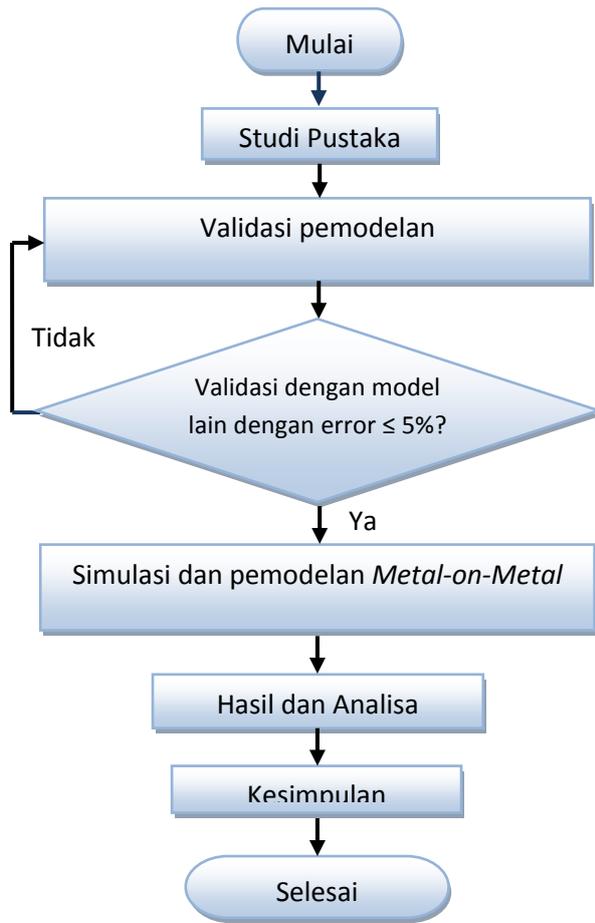
Validasi Model

Guna mengetahui keakuratan dari data yang telah dihasilkan diperlukan proses validasi. Dengan proses validasi ini dapat diketahui sejauh mana besar penyimpangan dari data yang dihasilkan tersebut. Proses validasi dapat dilakukan secara analitik melalui persamaan persamaan yang sudah ada, secara eksperimen dengan membandingkan hasil tersebut dengan hasil-hasil penelitian terdahulu maupun secara numerik dengan membandingkan hasil tersebut dengan hasil simulasi dan pemodelan dari peneliti lain yang terdahulu. Pada penelitian ini proses validasi akan dilakukan secara analitik yaitu dengan membandingkan dengan teori kontak Hertz.

Rancangan Penelitian

Pada Gambar 1. menjelaskan langkah-langkah penelitian dari mulai sampai dengan selesai. Langkah awal penelitian adalah studi pustaka yaitu mempelajari referensi-referensi baik dalam bentuk buku teks maupun jurnal-jurnal hasil penelitian yang relevan dengan tema penelitian. Pada studi pustaka juga ditentukan tujuan dari penelitian yang akan dilakukan. Langkah selanjutnya adalah melakukan validasi dengan model yang dikembangkan oleh peneliti sebelumnya. Bila hasil yang didapatkan telah sesuai dengan hasil penelitian tersebut, hal itu berarti prosedur pemodelan yang dilakukan sudah dalam arah yang benar.

Selanjutnya melakukan mengembangkan dengan model yang sesuai dengan yang tema penelitian yang direncanakan. Apabila telah didapatkan hasil, selanjutnya hasil yang didapatkan dibahas sesuai dengan teori yang ada. Dari pembahasan ini maka didapatkan beberapa kesimpulan yang mengacu pada tujuan penelitian.



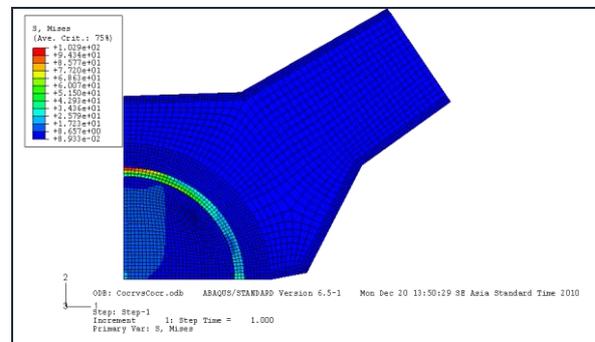
Gambar 1. Flowchart penelitian.

Data-data pada penelitian ini didapat setelah proses *post-processing*. Data-data yang akan dihasilkan nantinya meliputi data kedalaman kontak, jari-jari area kontak dan tekanan kontak. Data-data tersebut kemudian diolah dengan menggunakan perangkat lunak excel pada microsoft office sehingga hasilnya dapat disajikan dalam bentuk diagram/grafik.

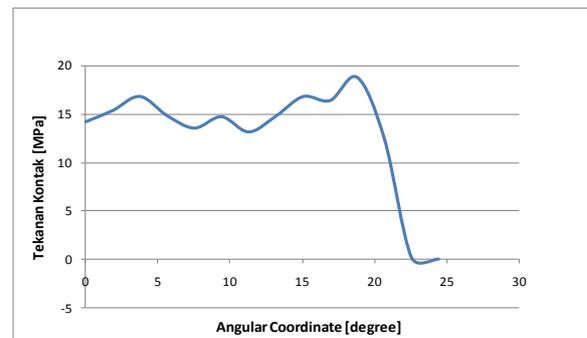
Hasil dari simulasi kontak tersebut kemudian dibandingkan dengan hasil penelitian lain untuk divalidasi. Dari hasil validasi ini dapat diketahui berapa besar penyimpangan hasil pemodelan yang kita bangun dengan hasil analitik berdasarkan teori Hertz. Dari hasil analisis data penyimpangan tersebut kita dapat menarik kesimpulan tentang pengaruh dari tiap parameter dan dapat diketahui parameter yang paling sesuai yang menghasilkan penyimpangan paling minim.

Hasil dan Pembahasan

Hasil simulasi dari penelitian ini yang meliputi kontur von Mises stress dan tekanan kontak dari pasangan CoCr-on-CoCr seperti pada gambar 2 sampai 3 sebagai berikut :

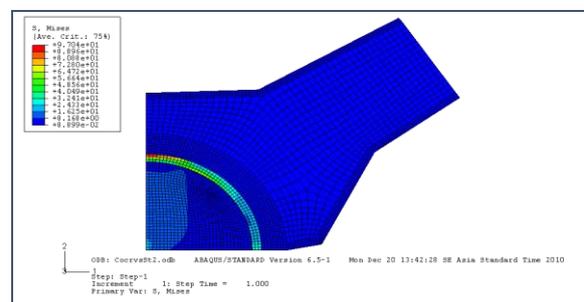


Gambar 2. Kontur von Mises stress CoCr-on-CoCr.

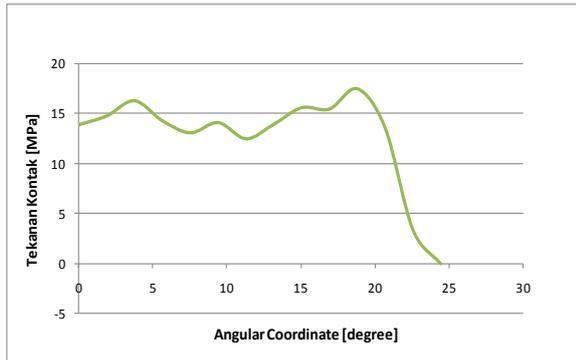


Gambar 3. Distribusi tekanan kontak CoCr-on-CoCr

Berdasarkan gambar 2 dan 3 terlihat bahwa pada pasangan CoCr-on-CoCr mengalami von Mises stress maksimum sebesar $1,029 \times 10^2$ terjadi di daerah ujung dari *acetabular cup* dan tekanan kontak maksimum sebesar 18,75 MPa.

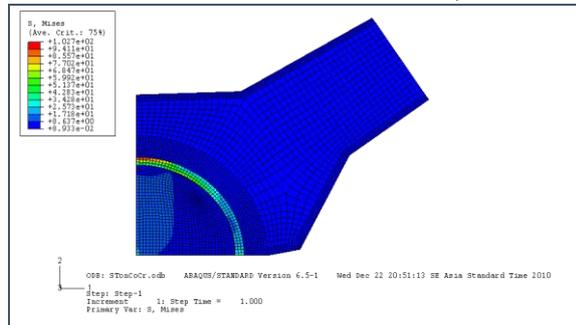


Gambar 4. Kontur von Mises stress CoCr-on-ST.

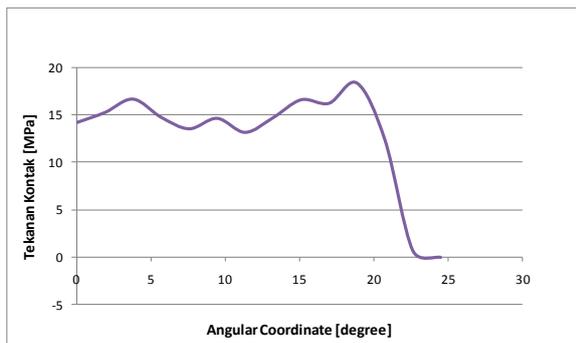


Gambar 5. Distribusi tekanan kontak CoCr-on-ST

Berdasarkan pada gambar 4 dan 5 terlihat bahwa pada pasangan CoCr-on-ST mengalami von Mises stress maksimum sebesar $9,704 \times 10^1$ terjadi di daerah ujung dari *acetabular cup* dan tekanan kontak maksimum sebesar 17,47 MPa

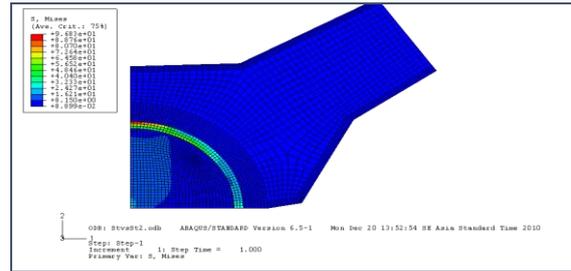


Gambar 6. Kontur von Mises stress ST-on-CoCr.

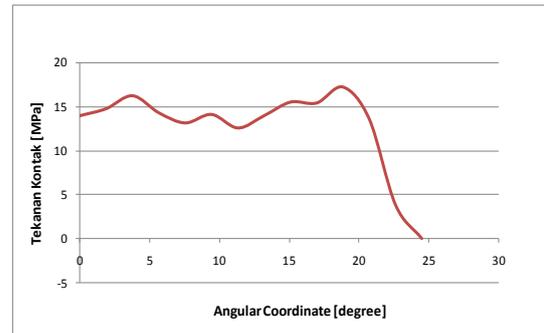


Gambar 7. Distribusi tekanan kontak ST-on-CoCr

Berdasarkan gambar 6 dan 7 terlihat bahwa pada pasangan ST-on-CoCr mengalami von Mises stress maksimum sebesar $1,027 \times 10^2$ terjadi di daerah ujung dari *acetabular cup* dan tekanan kontak maksimum sebesar 18,382 MPa.



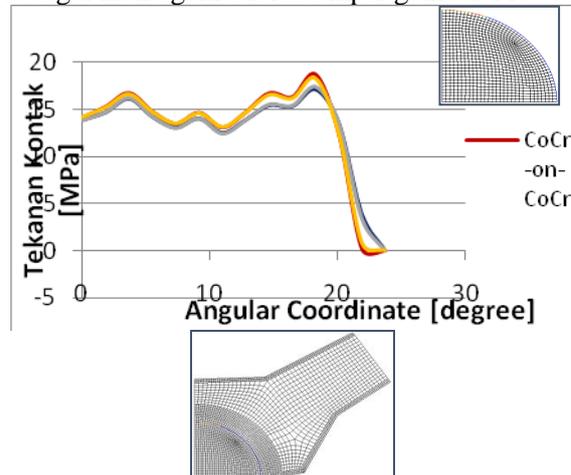
Gambar 8. Kontur von Mises stress ST-on-ST.



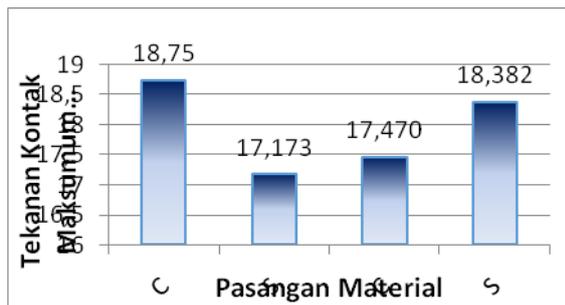
Gambar 9. Distribusi tekanan kontak ST-on-ST

Berdasarkan gambar 8 dan 9 terlihat bahwa pada pasangan ST-on-ST mengalami von Mises stress maksimum sebesar $1,027 \times 10^2$ terjadi di daerah ujung dari *acetabular cup* dan tekanan kontak maksimum sebesar 17,173 MPa.

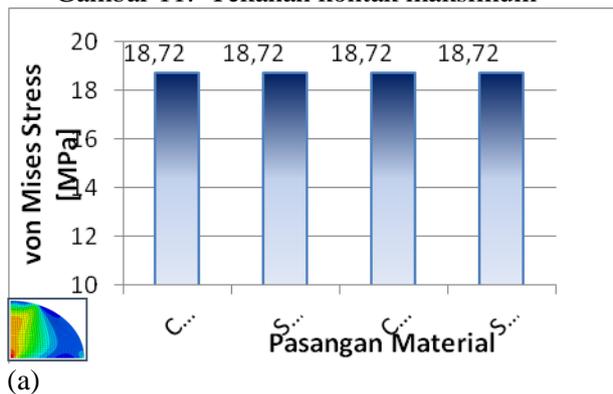
Guna mempermudah dalam menganalisa hasil simulasi data diolah dalam bentuk grafik sebagai mana gambar 10 sampai gambar 11.



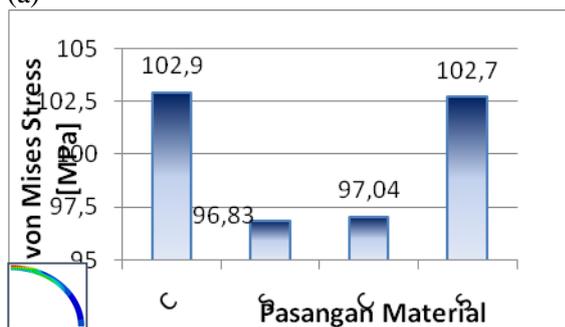
Gambar 10. Distribusi tekanan kontak pada metal-on-metal.



Gambar 11. Tekanan kontak maksimum



(a)



(b)

Gambar 12. Distribusi tegangan *von Mises* yang terjadi pada (a) *femoral head*, (b) *acetabular cup*.

Pada pemodelan kontak tulang pinggul buatan *metal-on-metal* disimulasikan empat pasangan material yang digunakan yaitu: CoCr-on-CoCr, ST 316L-on-ST 316L, CoCr-on-ST 316L, ST 316L-on-CoCr. Hasil yang didapat dari penelitian ini mempunyai kecenderungan yang sama dengan hasil penelitian Yew, A., et al., (2003) dan Ansori, C., (2010), yaitu distribusi tekanan kontak menyerupai pelana kuda dimana tekanan kontak akan cenderung sedikit naik kemudian turun lalu naik sampai posisi tertinggi baru kemudian turun kembali. Perbandingan distribusi tekanan kontak pada permukaan antar pasangan material dapat dilihat pada Gambar 10.

Tekanan kontak maksimum yang terjadi pada tiap pasangan besarnya bervariasi satu

dengan yang lain. Variasi besar tekanan kontak maksimal seperti pada gambar 11. Dari gambar 11 dapat disimpulkan bahwa besar tekanan kontak yang terjadi pada tiap-tiap pasangan perbedaannya kecil dan tidak signifikan (9,1%). Tekanan kontak maksimum terjadi pada pasangan CoCr-on-CoCr yaitu sebesar 18,75 MPa dan tekanan kontak minimum terjadi pada pasangan ST 316L-on-ST 316L yaitu sebesar 17,173 MPa. Jari-jari kontak yang terjadi pada empat pasangan *metal-on-metal* besarnya sama yaitu 7,022 mm.

Dari penelitian ini didapatkan juga distribusi tegangan *von Mises* untuk tiap pasangan material. Untuk tiap pasangan material dapat diketahui tegangan *von Mises* terbesar akan terjadi pada bagian *acetabular cup*. Distribusi tegangan *von Mises* untuk tiap bagian menunjukkan hasil yang bervariasi. Pada bagian *femoral head*, besarnya cenderung sama untuk tiap pasangan material, namun pada bagian yang lain terjadi perbedaan seperti terlihat pada gambar 12. Pada bagian *acetabular cup* tegangan *von Mises* maksimum terjadi pada pasangan CoCr-on-CoCr yaitu sebesar 102,9 MPa dan tegangan *von Mises* minimum terjadi pada pasangan ST 316L-on-ST 316L yaitu 96,83 MPa. Namun pada bagian semen, *concellous bone* dan *cortical bone* tegangan *von Mises* maksimum terjadi pada pasangan CoCr-on-ST 316L dan tegangan *von Mises* minimum terjadi pada pasangan ST 316L-on-CoCr.

Distribusi tegangan *von Mises* yang terjadi di tiap bagian tidak merata. Letak tegangan *von Mises* maksimum pada *femoral head* terjadi pada sisi bawah bagian tengah dimana beban dikenakan pada bagian ini. Pada bagian *acetabular cup* terjadi di dekat permukaan kontak antara *acetabular cup* dan semen begitu juga dengan yang terjadi pada bagian semen. Sedangkan pada bagian tulang, letak tegangan *von Mises*

Kesimpulan

Dari analisis di atas dapat disimpulkan bahwa besar tekanan kontak, jari-jari kontak dan tegangan *von Mises* yang terjadi pada tiap-tiap pasangan berbeda. Tegangan *von Mises* maksimum terjadi pada bagian *acetabular cup*. Pasangan CoCr-on-CoCr mengalami tekanan kontak dan tegangan *von Mises* terbesar sedangkan pasangan ST 316L-on-ST 316L mengalami tekanan kontak dan tegangan *von*

Mises paling kecil. Untuk setiap model yang telah dianalisa dapat disimpulkan bahwa pada *hard-on-hard material*, variasi perbedaan material baik *femoral head* maupun *acetabular cup* berpengaruh terhadap distribusi tekanan kontak yang terjadi.

DAFTAR PUSTAKA

- Afroze, A., Huda, M.D., (2005), "Femoral head diameters and sex differentiation in the northern zone (rajshahi) of Bangladesh" *The Journal of Teachers Association RMC*, Rajshahi.
- Bandriyana B., 2005," Analisis Tegangan Pada Bengkokan Pipa Dalam Sistem Pemipaan Fasilitas Nuklir Dengan Metode Elemen Hingga", Prosiding Semiloka Teknologi Simulasi dan Komputasi serta Aplikasi, BATAN.
- Bhushan, B. (2000), *Modern Tribology Handbook*, Boca Raton London New York Washington, D.C.
- Ghathafani, 2009," Analisa Perilaku Dinamik Mesin Frais dengan Menggunakan *Finite Element Method (Fem)*" Laboratorium Perancangan Teknik dan Tribologi, Jurusan Teknik Mesin, Universitas Diponegoro, Semarang.
- Johnson, K. L., 1985, *Contact Mechanics*, Cambridge University Press, Cambridge, UK.
- King, C.A., Iscan M.Y., Loth, S.R., (1998), "Metric and comparative analysis of sexual dimorphism in the Thai Femur", *Forensic Sci*, 43(5):954–958.
- Kurtz, S.M., Giddings, V., Muratoglu, O., O'Connor, D., Harris, W., Krevolin, J., (2000), "Stresses in a highly crosslinked acetabular component for total hip replacement", *46th Annual Meeting*, Orthopaedic Research Society, Orlando, Florida.
- Kurtz, S.M., Herr, M., Edidin, A.A., (2003), "The effect of specimen thickness on the mechanical behavior of UHMWPE characterized by the small punch test", *ASTM International*, West Conshohocken, PA, 2003.
- Kurtz, S.M., Mazzucco, D., (2006), "Anisotropy and oxidative resistance of highly crosslinked UHMWPE after deformation processing by solid-state ram extrusion", *Biomaterials*, 27 (1), 24-34.
- Lamvohee, J.M.S., Mootanah, R., Ingle, P., Dowell, J., Cheah, K., (2006), "Optimum thickness of cement mantle for hip replacement patients with different acetabulae sizes, bone quality and body mass index" Anglia Ruskin University, *Bioengineering Research Group*, Department of Design and Technology, Faculty of Science and Technology, Bishop Hall Lane, Chelmsford, Essex, CM1 1SQ, UK
- Manley M.T., Sutton, K., (2008), "Bearings of the future for total hip arthroplasty", *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 23 No. 7 Suppl. 1, Published by Elsevier Inc
- Mishra, A.K., Chalise, P., Singh, R.P., Shah, R.K., (2009), "The proximal femur –a second look at rational of implant design", *Nepal Med Coll J.*, 11(4): 278-280
- Mohamed, H.F., (2005), "Predicted von Mises stresses in the artificial hip joint system with different geometries", *Journal of Engineering and Applied Science*, Faculty of Engineering, Cairo University, Vol. 6.
- Saragi E., 2005," Simulasi Metode Elemen Hingga untuk Menghitung Termal Stress pada Bahan Struktur Yang Terkorosi", Risalah Lokakarya Komputasi dalam Sains dan Teknologi Nuklir XVI.
- Yew, A., Jagatia, M., Ensaff, H., dan Jin, Z. M., (2003), "Analysis of Contact Mechanics in McKee-Farrar Metal-on-Metal Hip Implant", *Proch Instn Mech. Engrs. Part H: J Engineering in Medicine*, 333-340
- Bhushan, B. (2000), *Modern Tribology Handbook*, Boca Raton London New York Washington, D.C.
- Johnson, K. L., 1985, *Contact Mechanics*, Cambridge University Press, Cambridge, UK.
- Laurence K.L., 2005," Ansys Tutorial" Schroff Development Corporation, Texas
- T. Stolarski, Y. Nakasone and S. Yoshimoto, 2006, *Engineering Analysis with ANSYS SOFTWARE*, Butterworth-Heinemann, Amsterdam.
- Engineers Edge, (2011), *Strength of Material - Mechanics of Material*,

[http://www.engineersedge.com/strength
of materials.htm](http://www.engineersedge.com/strength_of_materials.htm).

Khurmi, R.S., Gupta, J.K., (1982), "*A Text Book of Machine Design*", Eurasia Publishing house (Pvt) Ltd, Ram Nagar, New Delhi.

Murphy, M., (2010), *Building a better Buge*, Blue Sky Design

Murphy, M., (2008), *Buge Owner Manual*, Blue Sky Design

Brown, Jr, T.H., (2005), "*Calculation for Machine Design*".