

## ANALISA PENGARUH KETEBALAN *ACETABULAR CUP* TERHADAP TEKANAN KONTAK PADA SAMBUNGAN TULANG PINGGUL BUATAN

Sugiyanto<sup>1)</sup>, M. Tauviquirrahman<sup>2)</sup>, C. Ansori<sup>1)</sup>, R. Ismail<sup>2)</sup>, Jamari<sup>1)</sup>

1) Department of Mechanical Engineering, University of Diponegoro

Jl. Prof. Sudharto, UNDIP Tembalang, Semarang, Indonesia, Phone: 024-7460059

2) Laboratory for Surface Technology and Tribology, Faculty of Engineering Technology, University of Twente, Drienerloolaan 5, Postbus 217, 7500 AE, Enschede, The Netherlands

E-mail : mtauviq99@yahoo.com

### Abstrak

Kerusakan permanen pada sendi memerlukan tindakan penggantian dengan sendi buatan (*artificial hip replacement*). Pemilihan sifat material pengganti komponen dan dimensi yang digunakan perlu dilakukan secara cermat untuk mendapatkan kemampuan maksimal sambungan tulang pinggul buatan. Sambungan tulang ini terdiri dari tiga bagian utama, yaitu *femoral head*, *acetabular cup* dan *cement*. Material penyusun yang dipilih berturut-turut adalah *Co-Cr*, *UHMWPE*, dan *PMMA*. Dua material terakhir memiliki sifat *viscoelastic*. Tujuan penelitian ini adalah mengetahui pengaruh variasi ketebalan *acetabular cup* terhadap parameter kontak seperti tekanan kontak, dan radius kontak. Perangkat lunak berdasarkan metode elemen hingga digunakan untuk memodelkan berbagai lapisan komponen sambungan yang ada. Berdasarkan studi ini diketahui bahwa ketebalan *acetabular cup* tidak memiliki pengaruh yang signifikan terhadap parameter kontak, bahkan pada saat waktu pembebanan ditingkatkan. Oleh karena itu untuk efisiensi, ketebalan dinding *acetabular cup* sebesar 1.506 mm dapat digunakan.

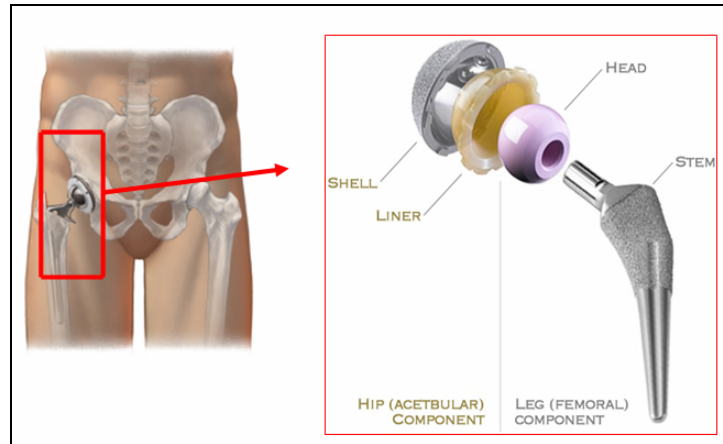
**Kata kunci:** *viscoelastic*, *acetabular cup*, tekanan kontak, radius kontak

### Pendahuluan

Sambungan tulang meliputi perpaduan antara stabilitas dan mobilitas, variasi bentuk sesuai dengan posisi dan fungsinya. Aspek tribologi pada sambungan tulang sangat berpengaruh. Lubrikasi menghasilkan kemampuan sambungan tulang untuk beroperasi pada kondisi yang berbeda. Lubrikasi membuat kontak pada sambungan tulang mempunyai koefisien gesek yang sangat kecil antara 0.003-0.015 (Dorr *et al.*, 1996). Sambungan tulang mempunyai kemungkinan kerusakan atau fungsi yang tidak sesuai. Ada dua jenis kerusakan. Pertama, kerusakan karena kecelakaan sebagai akibat pembebanan yang terlalu besar, sehingga melebihi batas kemampuan yang bisa ditahan oleh sambungan tulang itu sendiri. Kedua, keroposnya tulang karena usia. Kerusakan dan ketidaknormalan fungsi sambungan tulang ini mendorong diciptakannya sambungan tulang buatan. Di dunia kedokteran sambungan tulang buatan yang paling banyak dipakai adalah sambungan tulang pinggul. Hal ini dikarenakan sambungan tulang pinggul pada manusia sangat rentan akan kerusakan dibanding dengan sambungan tulang yang lain seperti pada lutut.

Sambungan tulang buatan pada manusia telah berkembang sejak puluhan tahun yang lalu (Dorr *et al.*, 1996). Gambar 1 menunjukkan sambungan tulang pinggul buatan (*artificial hip joint*) 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* (Liu *et al.*, 2003). Dari lima bagian ini, komponen yang dirancang ulang dalam penelitian ini adalah *femoral head* dan *acetabular cup*. Sampai saat ini, ada empat kemungkinan pasangan material yang bisa dipilih untuk dua komponen ini, yaitu:

- a. *Metal-on-metal*
- b. *Ceramic-on-ceramic*
- c. *Ceramic-on-metal*
- d. *Metal-on-UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene)*



Gambar 1. Sambungan tulang pinggul buatan (Jessica *et al.*, 2005)

Pada umumnya, pasangan material yang dipilih dewasa ini di dunia kedokteran di Indonesia adalah metal-on-UHMWPE untuk *femoral head* dan *acetabular cup*. Model pemilihan ini sangat populer karena sifat-sifat yang menguntungkan dari *viscoelastic* yang dimiliki oleh UHMWPE (Roylance, 2001 dan Kurtz, 2009). Salah satunya adalah bahwa UHMWPE mampu meredam tegangan yang timbul dalam sambungan pada saat pasien melakukan aktivitas (Suhendra dan Stachowiak, 2007). Diharapkan pemilihan *metal-on-UHMWPE* ini dapat meningkatkan kemampuan sambungan tulang pinggul buatan secara keseluruhan.

Jenis material untuk *femoral head* pada umumnya adalah paduan Co-Cr (Cobalt-Crom). *Femoral head* berbentuk bola dengan diameter antara 28-33 mm dan penggunaannya tergantung dari kondisi pengguna. *Acetabular cup (liner)* terbuat dari UHMWPE yang bersifat *viscoelastic*. Komponen ini memiliki ketebalan dinding tertentu yang variasinya tergantung dari kondisi penggunaan.

Desain sambungan tulang pinggul buatan yang ada saat ini diprediksi dapat bertahan selama 20 tahun (Suhendra dan Stachowiak, 2007). Tetapi tidak sedikit dari pasien yang dalam beberapa tahun penggunaan sudah merasakan hal yang tidak normal pada sambungan tulang pinggul buatan ini. Berbagai aspek yang dapat mempengaruhi lamanya umur pemakaian sambungan tulang pinggul buatan. Kegagalan yang sering terjadi disebabkan oleh dua aspek yaitu aspek medis dan aspek tribologi.

Aspek medis yang banyak menyebabkan kegagalan sistem sambungan tulang pinggul buatan antara lain: alergi, infeksi, dan kesalahan pemasangan. Sedangkan aspek tribologi yang ada antara lain *wear*, *friction*, dan tekanan kontak. Pada kajian kali ini, parameter penelitian hanya dibatasi pada tekanan kontak. Ini karena tekanan kontak sangat berpengaruh pada lama tidaknya umur dari sambungan tulang pinggul buatan. Distribusi tekanan kontak yang terkonsentrasi akan mempercepat keausan dari permukaan kontak. Perancangan desain dan material menentukan besar kecilnya tekanan kontak maksimum dan distribusi tekanannya.

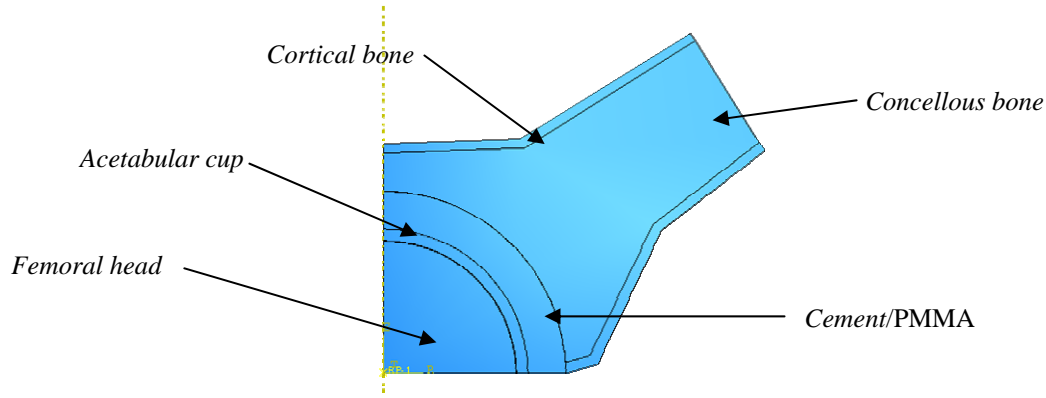
Tulisan ini menyajikan variasi ketebalan dinding *acetabular cup* yang dimodelkan sebagai material *viscoelastic* terhadap parameter kontak pada berbagai kondisi waktu pembebanan. Perangkat lunak berbasis metode elemen hingga digunakan untuk pemodelan geometri dan simulasi perhitungan parameter kontak.

### Prosedur Pemodelan

Pemodelan sambungan tulang pinggul buatan dibuat dalam bentuk dua dimensi *axisymmetric*. Seperti dijelaskan pada Gambar 2, susunan sambungan tulang pinggul buatan terdiri *femoral head*, *acetabular cup*, semen, *concellous bone*, dan *cortical bone*. 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*. Penelitian ini menggunakan semen PMMA untuk memaksimalkan fungsi *viscoelastic* pada sambungan. Jadi, ada dua komponen sambungan yang memanfaatkan material yang mempunyai

sifat *viscoelastic* yaitu *acetabular cup* (UHMWPE) dan semen (PMMA). Properti mekanik material untuk masing-masing bagian dijelaskan dalam Tabel 1. Sedangkan data *shear modulus relaxation test* untuk UHMWPE dan PMMA dapat dilihat pada referensi (Ghost, 2002).

Untuk simulasi, diameter *femoral head* yang dipilih adalah sebesar 34.877 mm, *radial clearance* sebesar 0.0079 mm, dan *cup wall thickness* dengan variasi 1.506 mm, 3.012 mm, dan 4.518 mm.

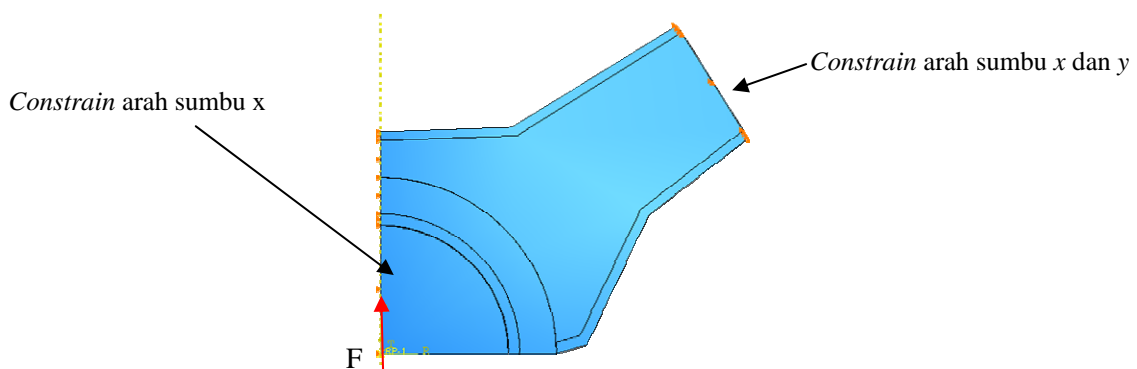


Gambar 2. Pemodelan *axisymmetric* sambungan tulang pinggul

Tabel 1. Data properti mekanik komponen-komponen sambungan tulang pinggul buatan (Findley *et al.*, 1975; Ghost, 2002)

Material	Young modulus [MPa]	Poisson's ratio
Femoral head (CoCr)	210,000	0.30
Acetabular cup (UHMWPE)	1,000	0.45
PMMA cement	2,944	0.38
Concellous bone	800	0.20
Cortical bone	17,000	0.30

Beban  $F$  diberikan kepada titik pusat dari *femoral head* (Gambar 3) sebesar 2500 N atau sekitar 4-5 kali berat tubuh manusia dewasa rata-rata. Pemodelan ini menggunakan *axisymmetric model*, sehingga pada  $x=0$  semua nodal yang melekat di-*constrain*. Sedangkan pada ujung *concellous bone* dan *cortical bone* di-*constrain* arah sumbu  $x$  dan sumbu  $y$ .

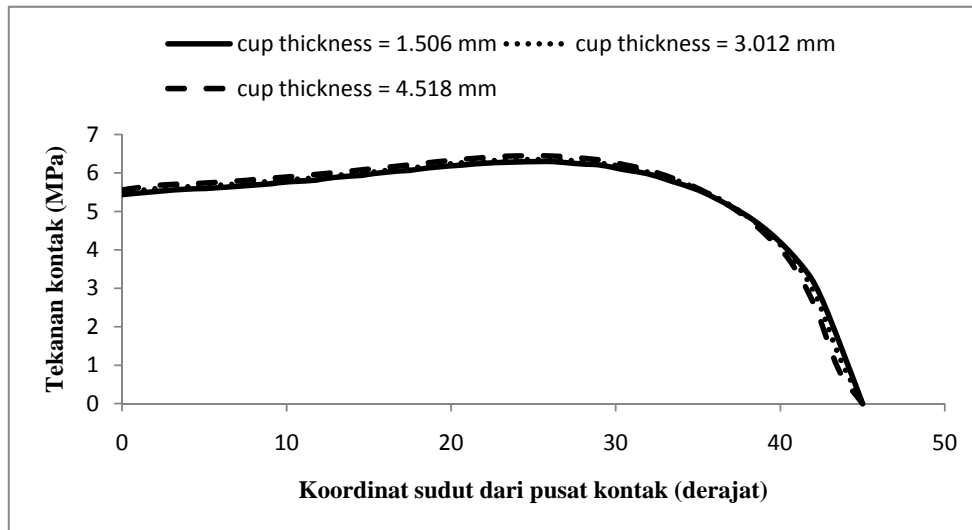


Gambar 3. Beban dan kondisi batas pada model sambungan

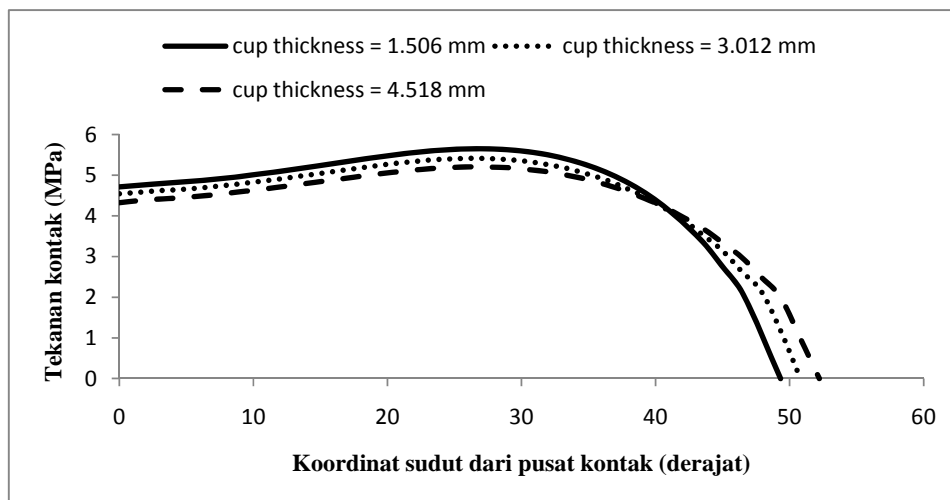
### Hasil dan Pembahasan

Gambar 4 (a) dan (b) menunjukkan hubungan tekanan kontak ( $P$ ) pada berbagai posisi radial dari pusat kontak sambungan tulang pinggul buatan pada saat awal pembebanan sampai dengan 300 detik (5 menit). Dapat dilihat bahwa pada saat awal pembebanan (*step time* 1 detik) perbedaan ketebalan *acetabular cup* tidak banyak mempengaruhi distribusi tekanan kontak.

Perbedaan tekanan kontak maksimum ( $p_o$ ) hanya sebesar 2 % saja, sehingga kurva yang terlihat juga hampir berimpit untuk masing-masing ketebalan *cup*. Setelah waktu pembebanan ditingkatkan menjadi 300 detik mulai terlihat perbedaan tekanan kontak. Walaupun demikian, perbedaan itu dirasa masih cukup kecil. Nilai maksimal nya adalah sekitar 7.5 %. *Acetabular cup* dengan ketebalan *cup* paling tipis (1.506 mm) membutuhkan waktu yang lebih cepat untuk mencapai keadaan konstan daripada *cup* yang lebih tebal. Hal ini menunjukkan dua hal penting. Pertama, UHMWPE mampu meredam tegangan yang dihasilkan oleh kontak akibat pembebanan, dan kedua, *cup* yang tipis lebih menguntungkan digunakan.



(a)

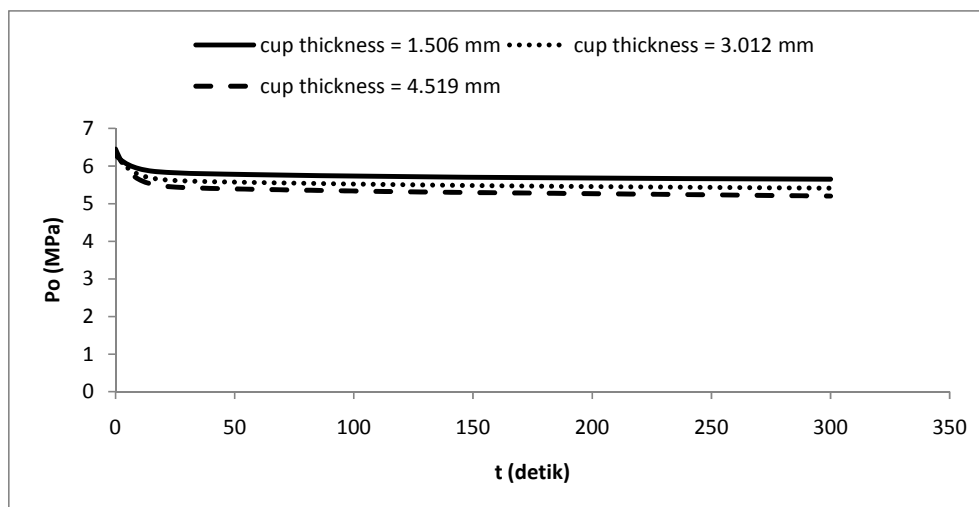


(b)

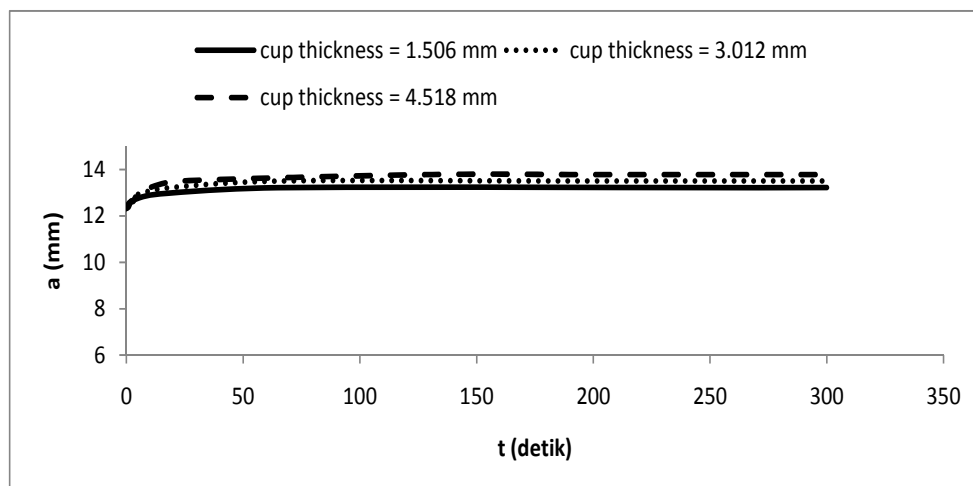
Gambar 4. Distribusi tekanan kontak pada saat (a)  $t = 1$  detik (b)  $t = 300$  detik.

Gambar 5 (a) dan (b) menunjukkan parameter kontak seperti tekanan kontak maksimum  $p_o$ , dan radius kontak,  $a$  sambungan tulang pinggul buatan sebagai fungsi waktu ( $t = 1$  detik sampai dengan  $t = 300$  detik) untuk setiap variasi ketebalan dinding *acetabular cup*. Dapat disimpulkan bahwa parameter kontak berubah oleh waktu. Hal ini disebabkan karena UHMWPE dan PMMA mempunyai sifat *viscoelastic*. Semakin lama waktu pembebanan (*holding time*) semakin kecil tekanan kontak maksimum karena semakin meningkatnya radius kontak. Setelah mencapai waktu

pembebanan tertentu, parameter kontak akan cenderung menuju pada suatu harga yang konstan untuk semua variasi. Perbedaan harga maksimal parameter kontak untuk setiap variasi ketebalan dinding ditunjukkan oleh Tabel 2.



(a)



(b)

Gambar 5. Variasi waktu terhadap (a) tekanan kontak maksimum  $p_o$  (b) radius kontak,  $a$

Tabel 2. Parameter kontak pada berbagai ketebalan dinding *cup*

Parameter	T = 0 detik			T = 300 detik		
	Cup = 1.506 mm	Cup = 3.012 mm	Cup = 4.518 mm	Cup = 1.506 mm	Cup = 3.012 mm	Cup = 4.518 mm
$P_o$ (MPa)	6.297	6.349	6.449	5.651	5.416	5.205
$a$ (mm)	12.33	12.33	12.33	13.2267	13.51	13.7834

Dari Tabel 2 dengan *acetabular cup* menggunakan UHMWPE dan semen PMMA, dapat disimpulkan bahwa perbedaan ketebalan *cup* mempengaruhi besar tekanan kontak tetapi tidak secara signifikan. Pada saat awal pembebanan, perubahan parameter kontak maksimum antara ketebalan *cup* yang paling tebal dengan paling tipis adalah kurang dari 3%. Setelah  $t = 300$  detik pengaruh dari ketebalan *cup* akan lebih terlihat meskipun perbedaan ini dirasa tidak begitu besar (kurang dari 5 %). Untuk ketebalan dinding *cup* yang sama, perbedaan parameter kontak hanya

---

sebesar 8 %. Hal ini menunjukkan sifat yang menguntungkan dari sifat *viscoelastic*, karena memiliki sifat peredaman yang baik terhadap beban.

### **Kesimpulan**

Pilihan model *metal-on-UHMWPE* untuk pasangan *femoral head* dan *acetabular cup* merupakan model yang paling sering digunakan karena sifat-sifat yang menguntungkan dari sifat *viscoelastic*. Penelitian ini bervariasi ketebalan dinding *acetabular cup* untuk dicari kecenderungannya terhadap parameter kontak (tekanan kontak dan radius kontak). Kesimpulan yang diperoleh bahwa ketebalan dinding *acetabular cup* tidak memiliki pengaruh yang signifikan terhadap parameter kontak baik pada saat awal pembebanan maupun pada saat waktu pembebanan. Bahkan dengan *cup* yang tipis, dibutuhkan waktu yang lebih cepat untuk mencapai kondisi *steady*. Oleh karena itu dinding *acetabular cup* yang dapat dipilih adalah *cup* dengan tebal sebesar 1.506 mm.

### **Daftar Pustaka**

- Dorr, L. D., and Hilton, K. R., 1996, Modern Metal-on-Metal Articulation for Total Hip Replacement, *Clinical Orthopedics and Related Research* **333**, pp. 108-117.
- Findley, W.N., Lai, J.S., and Onaran, K., 1975, *Creep and Relaxation of Nonlinear Viscoelastic Materials*, North-Holland Publishing Company, Amsterdam.
- Ghost, P., 2002, *Polymer Science and Technology*, Mc.Graw-Hill, New Delhi, India.
- Jessica, N., Soto, A., Cora, N.C., dan Irizarry, J.F., 2005, *Mechanics of Biomaterials: Orthopedics*, University of Puerto Rico, Mayaguez.
- Kurtz, S.M., 2009, *UHMWPE - Biomaterial Handbook Second Edition*, Elsevier, USA.
- Liu, Jin, Grigoris, Hirt, P., dan Rieker, 2003, Contact Mechanics of Metal-on-Metal Hip Implants Employing a Metallic Cup with a UHMWPE Backing, *Journal of Engineering in Medicine* **217**, pp. 207 - 2011.
- Roylance, D., 2001, *Engineering Viscoelasticity*, Departement of Mechanical Science and Engineering MIT, Cambridge, USA.
- Suhendra, N., dan Stachowiak, G.W., 2007, Computational Model of Asperity Contact for The Prediction of UHMWPE Mechanical and Wear Behaviour in Hip Joint Replacement, *Tribology Letters* **25**, No.1.