II. TINJAUAN PUSTAKA

A. Kontak Permukaan

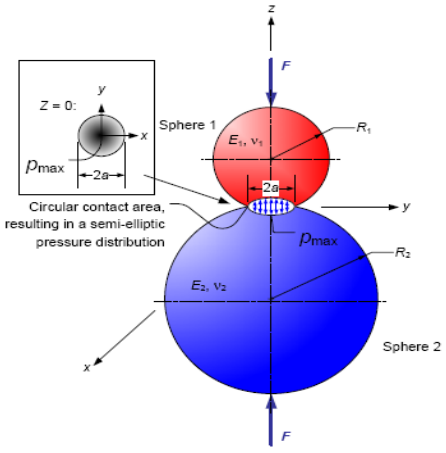
Kontak atau persinggungan antar permukaan adalah kejadian yang wajar dalam bidang rekayasa. Sebuah perakitan antara poros dan bantalan adalah salah satu contohnya. Dalam hubungannya dengan pergerakan relatif pada permukaan, jenis kontak permukaan yang terjadi dapat berupa *sliding, rolling* dan *spining* (Johnson, 1985).

B. Teori kontak Elastic Hertz

Pada tahun 1881 Heinrich Hertz mengemukakan suatu teori tentang kontak yaitu Hertzian Contact. Teori ini menjelaskan bahwa bila dua benda yang mempunyai perbedaan kelengkungan dikontakkan satu dengan lainnya maka mula mula hubungan kontaknya akan berupa sebuah titik (*point contact*) atau sebuah garis (*line contact*).

C. Kontak antar bola

Bila dua bola dikontakkan satu terhadap yang lain maka hubungan kontak yang ditimbulkan akan berupa *point contact*, Gambar 2.1



Gambar 2.1 Kontak antar bola

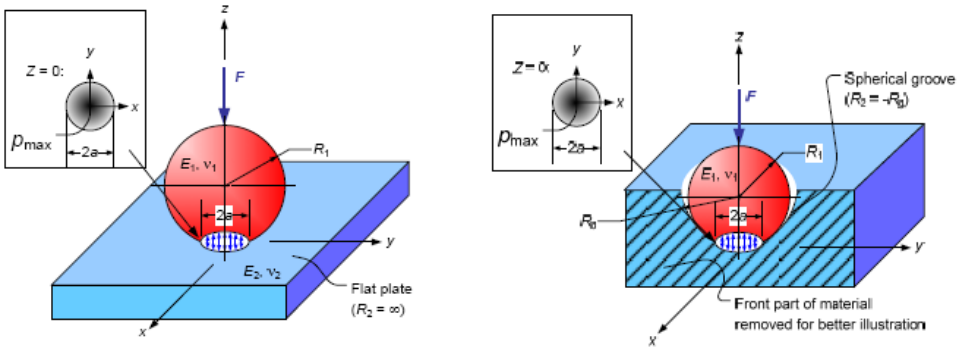
Jari-jari kontak area pada kontak antar bola dirumuskan sebagai berikut:

$$a = \sqrt[3]{\frac{3F\left[\frac{1-v_1^2}{E_1}+\frac{1-v_2^2}{E_2}\right]}{4\left(\frac{1}{R_1}+\frac{1}{R_2}\right)}} \qquad (1)$$

Dimana E_1 dan E_2 adalah modulus elastisitas dari benda 1 dan benda 2 dan v_1 dan v_2 adalah poisson's ratio sedangkan R_1 dan R_2 adalah jari-jari dari bola satu dan bola 2. F adalah besar gaya penekanan. Besar tekanan kontak maksimal yang terjadi pada pusat area kontak dapat diformulasikan sebagai berikut:

$$P_{max} = \frac{3F}{2\pi a^2} \qquad (2)$$

Persamaan kontak antar bola diatas juga valid untuk kontak bola dengan plat datar dengan menganggap plat datar adalah sebuah bola dengan jari-jari yang tidak terbatas (*infinitely radius*) dan juga kontak bola pada rongga bola, gambar 2.2.

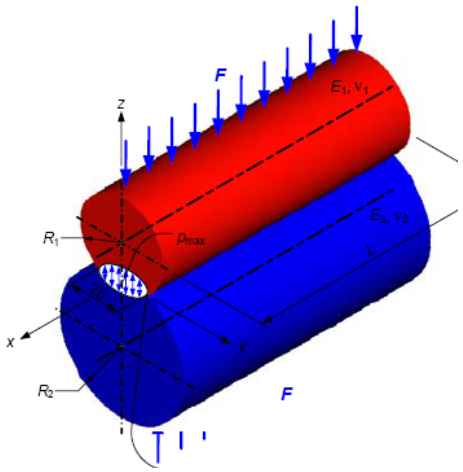


(a) (b)

Gambar 2.2. (a) Kontak bola dengan plat datar, (b) kontak bola pada rongga bola

D. Kontak antar silinder dengan sumbu sejajar

Bila dua silinder dengan jari-jari R_1 dan R_2 dengan panjang L dikontakkan satu terhadap yang lain maka hubungan kontak yang ditimbulkan akan berupa *line contact*, Gambar 2.3



Gambar 2.3 Kontak antar silinder

Lebar dari setengah area kontak pada kontak antar dilinder dirumuskan sebagai berikut:

$$b = \sqrt{\frac{4F\left[\frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2}\right]}{\pi L\left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right)}} \qquad (3)$$

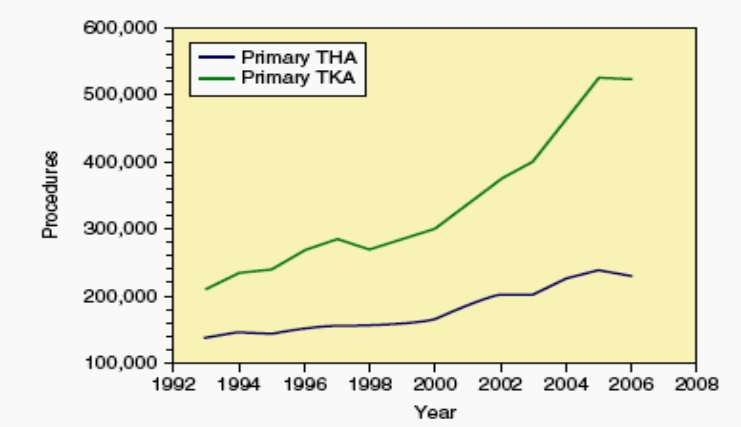
Dimana v_1 dan v_2 adalah poisson's ratio dari benda 1 dan benda 2 sedangkan R_1 dan R_2 adalah jari-jari dari silinder satu dan silinber 2. F adalah besar gaya penekanan. Besar tekanan kontak maksimal yang terjadi pada pusat area kontak dapat diformulasikan sebagai berikut:

$$P_{max} = \frac{2F}{\pi bL} \qquad (4)$$

E. Hip Bearing

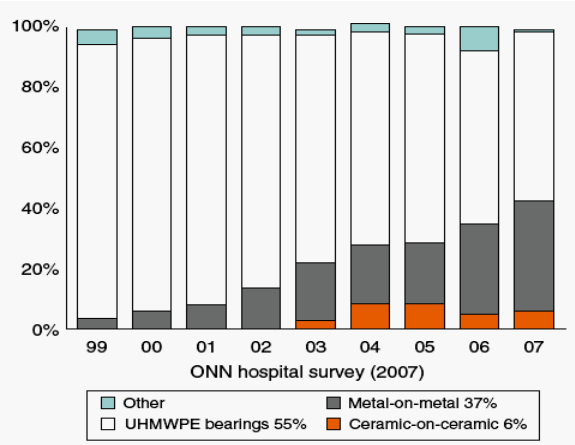
Saat ini bantalan hip (*hip bearing*) pada sambungan tulang pinggul buatan dikelompokkan dalam *hard-on-hard bearing* dan *hard-on-soft bearing*. Selama satu dekade terakhir, bantalan hip yang merupakan gabungan *metal-on-metal* (MOM) atau *ceramic-on-ceramic* (COC) secara luas dipakai dalam ortopedi karena kedua bahan tersebut mempunyai ketahanan aus yang sangat tinggi. Kombinasi *ceramic-on-metal* (COM) *bearing* saat ini juga telah dikembangkan. Dalam skala lab saat ini MOM, COC dan COM *bearing* telah dilaporkan

dapat mereduksi produksi *wear debris* dua sampai tiga kali dari besar dibandingkan dengan penggunaan konvensional UHMWPE. Untuk *hard-on-soft bearing* yang menggunakan konvensional UHMWPE atau *crosslinked* UHMWPE sebagai *acetabular cup* dan *femoral head* terbuat dari bahan paduan logam seperti *cobalt cromium* paduan (CoCr) atau biomaterial keramik. Trend perkembangan kebutuhan tulang pinggul buatan sebagaimana pada Gambar 2.4.



Gambar 2.4 Trend perkembangan kebutuhan sambungan tulang pinggul buatan (Kurtz, S.M., 2009)

Penggunaan *hard-on-soft bearing* masih besar, dan *penggunaan hard-on-hard bearing* khususnya *metal-on-metal bearing* juga mengalami peningkatan selama lima tahun terakhir, begitu juga dengan *ceramic-on-ceramic* (Kurtz, S.M., 2009). Trend perkembangan material *bearing* pada sambungan tulang pinggul buatan sebagaimana Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Perkembangan material *bearing* pada sambungan tulang pinggul buatan (Kurtz, S.M., 2009)

F. Metal-*on-metal hip bearing*

Logam paduan yang banyak digunakan dalam sambungan tulang pinggul buatan adalah paduan yang terdiri dari 66% cobalt, 28% chromium dan 6% molybdenum (dikenal dengan CoCr) dipandang sebagai standar untuk digunakan dalam MOM *bearings*. CoCr juga digunakan sebagai *femoral head* pada *hard-on-soft bearing*. Tahun 1938, Wiles menemukan sambungan tulang pinggul buatan yang pertama. *Femoral head* dan *acetabular cup* menggunakan material *stainless steel*. Komponen direkatkan pada tulang tanpa menggunakan semen. Antara tahun 1950 sampai dengan 1970, seorang ahli bedah dari Inggris mengembangkan untuk pertama kali model MOM sambungan tulang pinggul buatan dengan menggunakan material *cobalt chromium molybdenum alloy* (CoCr). Desain MOM pertama dari McKee tahun 1957 menggunakan *screw* untuk fiksasi. Kemudian model McKee (1957) disempurnakan oleh model McKee-Farrar yang diperkenalkan tahun 1960. Model McKee-Farrar menggunakan semen sebagai fiksasi.

Generasi kedua dari MOM telah diperkalkan oleh Sulzer Orthopedics pada tahun 1988. Model Sulzer sama dengan model McKee-Farrar. Bedanya, pada susunan *acetabular cup* tidak hanya terdiri dari CoCr, tetapi ditambahkan *ultra high molecular weight polyethylene* (UHMWPE). Tingkat keausan dari MOM *bearing* generasi kedua ini 20 sampai 100 kali lebih rendah dari *metal-on-konvensional* UHMWPE. Hal ini menunjukkan bahwa persyaratan untuk rendahnya tingkat keausan sangat ditentukan oleh material, geometri *bearing*, toleransi yang sangat tinggi, *clearance*, and kehalusan permukaan.

Meskipun mempunyai keunggulan dalam ketahanan aus, namun MOM bearing ini mempunyai beberapa kelemahan. Gesekan dari pasangan *bearing* ini dapat mengakibatkan lepasnya ion logam yang dalam waktu lama akan mempunyai efek yang merusak dalam tubuh. Hipersensitif pada kulit (*dermal hypersentivity*) terhadap logam terjadi antara 10% sampai 15%

dari keseluruhan populasi. MOM *bearing* dianggap mempunyai efek negatif yang lebih besar bila dibanding dengan COC maupun UHMWPE (Manley, M.T., 2008).

G. 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 menelitian 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.

Mishra, A.K., (2009) telah meneliti dimensi dari *bone femoral head* untuk masyarakat Nepal. Pada menelitian 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 *bone femoral head* laki-laki lebih besar dari ukuran diameter perempuan. Hal lain yang bisa didapat dari penelitian tersebut adalah adanya perbandingan hasilnya dengan diameter *femoral head* orang barat dan orang asia yang menunjukkan ukuran diameter orang asia lebih kecil dibandingkan dengan ukuran orang barat. Hasil secara lengkap dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Ukuran *Femoral Head* (Mishra, A.K., 2009)

Dimension (n = 50)	**Average (mm)**	**Minimun (mm)**	**Maximun (mm)**	**Standard (SD)**	**Western**	**Asia**
Femoral head diameter	44.26	36	50	3.58	46.1	45
Femoral neck diameter (superinferior)	34.42	26	42	3.3	45.4	31

King, C.A., (1998) melakukan penelitian tentang geometri *bone femoral head* khusus untuk masyarakat Thailand yang mempunyai umum rata-rata 63 tahun dan membandingkan dengan empat populasi lainya. Empat populasi yang dibuat perbandingan adalah China, Afrika kulit putih, Amerika kulit putih dan Amerika kulit hitam. Penelitian ini juga dibedakan dalam dua kategori yaitu untuk laki-laki dan untuk perempuan.

Hasil penelitiannya menunjukkan adanya perbedaan antara ukuran diameter dari keduanya. Diameter *bone femoral head* laki-laki lebih besar dari ukuran diameter perempuan. Hal lain yang bisa disimpulkan dari penelitian ini adalah ukuran diameter *femoral head* untuk masyarakat Asia (Thailand dan China) mempunyai dimensi yang hampir sama dan bila dibandingkan dengan ukuran masyarakat Afrika dan Amerika, ukuran masyarakat asia lebih kecil. Hal ini sesuai dengan kondisi tubuh masyarakat Asia yang rata-rata juga lebih kecil. Hasil secara lengkap dapat dilihat pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Rata-rata dan standar deviasi untuk masyarakat Thailand dan empat populasi pembanding (King, C.A., 1998)

Variabel	Thai		Chinese		African White		American White		American Black	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
	MALES									
	N = 70		N = 37		N = 56		N = 56		N = 50	
Max. Lenght	429,4	21,38	442,2	22,9	469,7	27,97	451,6	23,44	477,7	25,12
Max. Head dia.	45,1	1,98	46,2	2,62	48,5	2,65	48,2	2,52	47,8	2,39
	FEMALES									
	N = 34		N = 39		N = 50		N = 54		N = 51	

Max. Lenght	397,0	19,6	401,0	19,71	437,6	20,65	425,1	23,61	437,3	23,73
Max. Head dia.	39,3	1,93	41,1	2,64	43	2,42	42,2	2,28	42,0	2,33

Penelitian tentang dimensi *femoral head* khusus untuk orang Indonesia sampai saat ini belum pernah dilakukan. Berdasarkan survey yang dilakukan di Rumah Sakit Orthopedi Solo pada tanggal 28 Oktober 2010 data tentang ukuran *femoral head* belum ada.

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 meterial tersebut merupakan material yang *viscoelastic*. Sifat *visoelastic* 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.

3. Ketebalan semen

Proses fiksasi *artificial hip joint* dibedakan menjadi dua jenis yaitu *cemented* dan *cemenless*. 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.