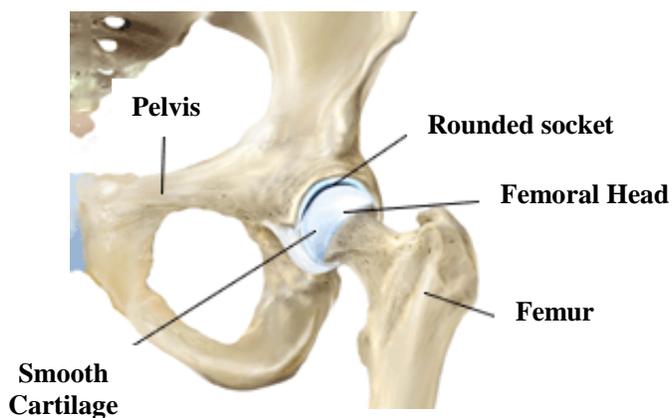


## BAB II

### TEORI HIP JOINT

#### 2.1 Sambungan Tulang Pinggul (*Hip Joint*)

Sambungan tulang pinggul (*hip joint*) adalah sambungan tulang yang terletak diantara pinggul dan pangkal tulang paha atas. *Hip joint* pada manusia terdiri dari tiga bagian utama, yaitu: femur, femoral head, dan rounded socket [6].



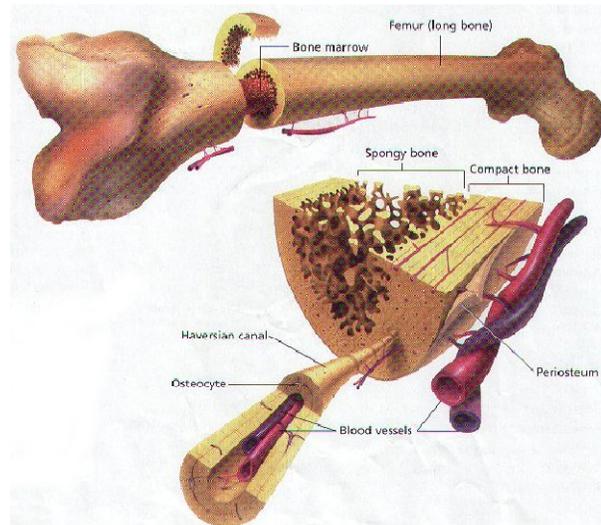
Gambar 2.1. *Hip joint* Normal [6].

Di dalam *hip joint* yang normal (gambar 2.1) terdapat suatu jaringan lembut dan tipis yang disebut dengan selaput *synovial*. Selaput ini membuat cairan yang melumasi dan hampir menghilangkan efek gesekan di dalam *hip joint*. Permukaan tulang juga mempunyai suatu lapisan tulang rawan (*articular cartilage*) yang merupakan bantalan lembut dan memungkinkan tulang untuk bergerak bebas dengan mudah. Lapisan ini mengeluarkan cairan yang melumasi dan mengurangi gesekan di dalam *hip joint*.

Akibat gesekan dan gerak yang hampir terjadi setiap hari, maka *articular cartilage* akan semakin melemah dan bisa menyebabkan *arthritis* seperti ditunjukkan pada gambar 2.1. Selain menimbulkan rasa sakit, juga menyebabkan gerakan *hip joint* menjadi tidak lancar, kadang-kadang berbunyi, dan bahkan dapat menimbulkan pergeseran dari posisi normalnya. Selanjutnya, *hip joint* perlu diganti dengan tulang pinggul buatan (*artificial hip joint*).

## 2.2 Struktur Tulang *Femur*

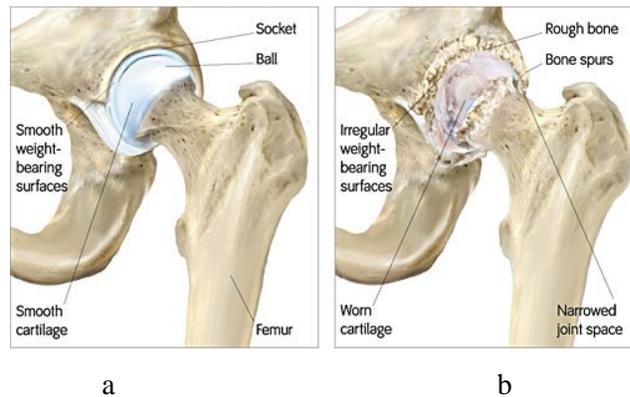
*Femur* juga dikenal dengan tulang paha. Tulang tidak sepenuhnya merupakan bagian yang *solid* atau padat. Tulang terdiri dari *kortikal* (tulang luar atau juga dikenal dengan tulang kompak), *kanselus* (tulang bagian dalam dan juga dikenal sebagai tulang spons), sumsum tulang, *haversian kanal*, *osteocyte*, pembuluh darah dan *periosteum*. Struktur dari tulang sangatlah kompleks, hal ini menyebabkan kompleksitas sifat tulang. Oleh karena itu pemahaman mengenai sifat tulang adalah penting untuk dipelajari untuk mendapatkan pemodelan yang tepat dan mendekati keadaan sebenarnya. Gambar 2.2 menunjukkan struktur dari tulang paha atau *femur* [7].



Gambar 2.2. Komposisi dari struktur tulang *femur* [7].

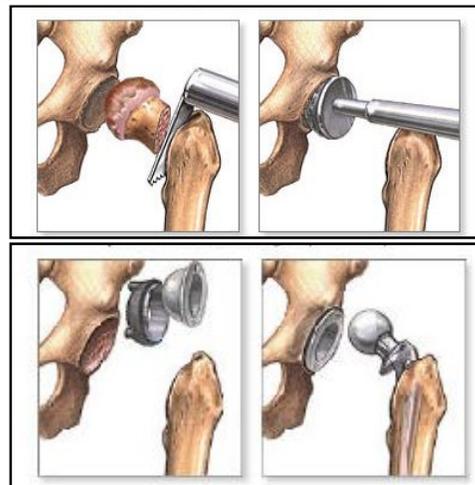
## 2.3 Gambaran Umum Tentang *Hip Joint Replacement*

Gangguan pada *hip joint* dapat berupa penyakit ataupun dari pengaruh usia sehingga tulang keropos sehingga mengakibatkan sendi tersebut tidak mampu bergerak sempurna. Pada *hip joint* normal, *femoral head* masih memiliki *articular cartilage* yang baik, dimana masih mampu mengeluarkan cairan yang melumasi dan mengurangi efek gesekan pada sambungan sendi. Pada gambar 2.3 memperlihatkan perbedaan dari *hip joint* pada keadaan normal dengan *hip joint* yang telah terindikasi terjadinya *arthritis*.



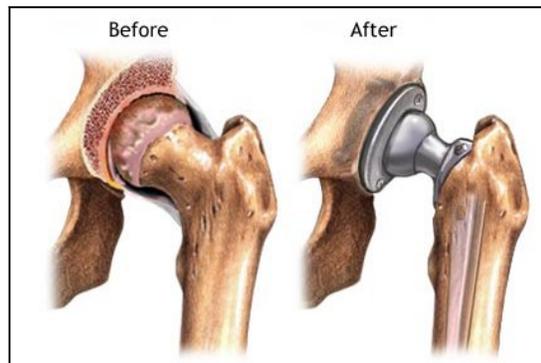
Gambar 2.3. Perbandingan *hip joint* **a.** pada keadaan normal **b.** *Hip arthritis* [8].

Pada *hip joint* yang telah terindikasi *arthritis*, terlihat bahwa *articular cartilage* pada *femoral head* telah berkurang. Hal inilah yang menyebabkan terjadinya radang sendi sehingga akan menimbulkan rasa sakit atau mengakibatkan pergerakan dari *hip joint* menjadi tidak lancar.



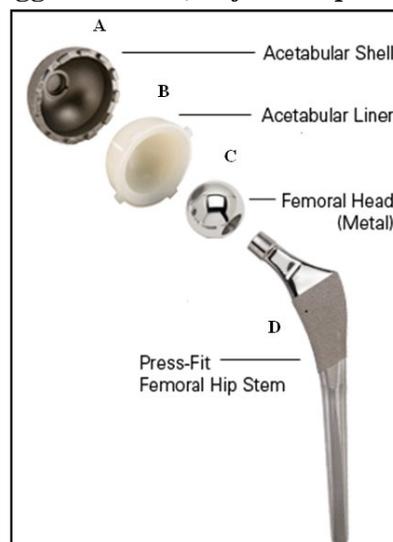
Gambar 2.4. Pemotongan tulang *femur* dan pemasangan *hip joint prosthesis* [33].

Pada gambar 2.4 memperlihatkan tentang proses penggantian sambungan tulang pinggul dengan sambungan tulang pinggul tiruan (*artificial hip prosthesis*). Sambungan tulang pinggul yang terindikasi *arthritis*, kemudian dilakukan pemotongan pada tulang *femur* terutama di bagian sekitar *femoral head*. Setelah pemotongan, kemudian bagian *acetabulum* akan dihaluskan untuk menempatkan *cup* pada *acetabulum*. *Hip joint prosthesis* akan dipasang dengan cara menanam *femoral stem* pada tulang femur.



Gambar 2.5. *Hip joint* sebelum dan sesudah dilakukan *hip joint replacement* [33].

#### 2.4 Komponen Tulang Pinggul Buatan (*Artificial Hip Joint*)



Gambar 2.6. *Hip joint prosthesis* [34].

- Keterangan:
- A. *Acetabular Shell*
  - B. *Acetabular Liner*
  - C. *Femoral Head*
  - D. *Femoral Stem*

Komponen sambungan tulang pinggul buatan terdiri dari sistem *acetabular* dan *femoral*. Dalam sistem *acetabular* terdiri dari komponen *acetabular shell* dan *acetabular liner*, sedangkan pada sistem *femoral* terdiri dari komponen *femoral head* dan *femoral stem*.

*Acetabular Shell* adalah bagian terluar dari *total hip joint replacement* sebagai *metal cup* yang menempel pada *acetabulum* (bagian tulang dari *pelvis*), bagian permukaan luar *acetabular shell* terdapat *porous* (permukaan kasar yang mirip jarring-jaring) fungsinya adalah merangsang tulang agar tumbuh dan merekat pada *acetabular shell* secara alami, sebagai penguat *acetabular shell* di tanam baut kedalam tulang pelvis secara permanen.

*Acetabular liner* adalah untuk menopang *femoral head* yang direkatkan/diikat menempel pada *acetabular shell*. *Femoral head* merupakan *implant* pengganti bonggol tulang femur yang telah dinyatakan secara medis tidak berfungsi lagi (rusak) oleh karena suatu sebab, baik karena penyakit atau sebab lainnya.

Desain geometri *acetabular liner* untuk *total hip joint replacement* dengan menggunakan bahan *Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE)* (*polymer on metal*), memungkinkan konstruksi *total hip joint replacement* menjadi lebih ringan dibandingkan dengan konstruksi *metal on metal hip joint replacement* yang dihasilkan oleh dalam negeri saat ini. Kombinasi ini telah teruji memiliki ketahanan terhadap keausan yang sebanding dengan kombinasi material *metal on metal*.



Gambar 2.7. *Acetabular Cup* [9].

- Keterangan:
- A. *Acetabular Shell*.
  - B. *Acetabular Sleeve (Bearing)*
  - C. *Femoral Head (Bearing)*

*Femoral Stem* adalah komponen *stem* untuk *total hip joint replacement* yang digunakan untuk menggantikan kepala *femur* yang rusak dan telah dipotong/dibuang. Fungsi *Femoral Stem* memberikan dukungan pada *femoral head* yang

menggantikan fungsi kerja kepala *femur* yang telah hilang melalui proses operasi medis.

Spesifikasi teknik: Alat ini terdiri atas *femoral stem* bagian atas tengah dan bawah. Tiga komponen pada *femoral stem* ini dapat diatur sedemikian rupa hingga dimungkinkan dapat mempermudah dokter selama proses operasi, karena ruang gerak dalam rongga *hip joint* pemasangan selama operasi akan lebih leluasa dibandingkan dengan komponen stem yang utuh, yaitu yang terdiri atas *femoral head* dan *stem* yang menyatu dalam satu komponen utuh [9].



Gambar 2.8 *Femoral Stem* [9].

## 2.5 Perkembangan Penelitian Mengenai *Artificial Hip Joint*

### 2.5.1 Perkembangan Umum Mengenai *Artificial Hip Joint*

Kerusakan permanen pada sendi akibat proses pengapuran atau kecelakaan memerlukan tindakan penggantian dengan sendi buatan. Dari data pasti kebutuhan sendi buatan di Indonesia, jumlah rumah sakit yang mempersiapkan penanganan operasi penggantian sendi dari tahun ke tahun semakin bertambah, ini menunjukkan kebutuhan sendi buatan juga semakin bertambah dan sendi buatan saat ini masih diimpor. Sebagai pembandingan, jumlah operasi penggantian sendi di Eropa adalah 540.000 kali per tahun, sedangkan di Amerika 400.000 kali per tahun.

Sebagian besar proses desain dalam dunia ortopedi, seperti halnya pada *artificial hip joint* didasarkan pada orang Kaukasian. Ukuran dan bentuk sama

sekali tidak sesuai dengan pasien dari Asia. Meski begitu ukuran yang lebih kecil dari desain Kaukasian dapat juga digunakan, akan tetapi masalah ketidakcocokan tetap berpengaruh. Masalah ketidaksesuaian telah didokumentasikan terkait dengan penggunaan *femoral stem* yang tidak sesuai dan menimbulkan komplikasi serius seperti retaknya tulang *femur* karena proses penanaman batang *stem* pada tulang *femur* [9]. Masalah-masalah seperti ini tidak akan terjadi jika desain implant atau *artificial hip joint* didasarkan pada data *morphometric* dari *proximal femur* dari populasi tertentu dimana implan tersebut akan digunakan.

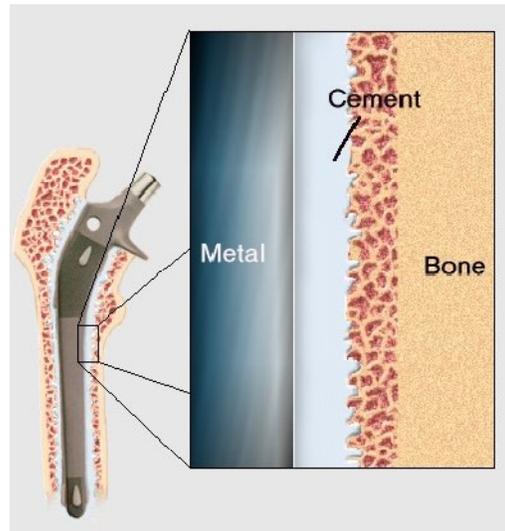
Penelitian tentang sambungan tulang pinggul buatan yang menggunakan dimensi orang Indonesia sampai saat ini belum pernah dilakukan. Salah satu data yang diperlukan pada penelitian tersebut adalah dimensi dari *femoral head* orang Indonesia. Data-data mengenai dimensi *femoral head* khusus untuk orang Indonesia belum ada sampai sekarang, baik dalam jurnal, prosiding maupun publikasi ilmiah lainnya. Berdasarkan survey yang dilakukan di Rumah Sakit Orthopedi Solo pada tanggal 28 Oktober 2010 data tentang ukuran *femoral head* belum ada. Sehingga pada penelitian ini digunakan dimensi orang Thailand yang mempunyai karakteristik yang mirip dengan orang Indonesia. Penelitian dilakukan sampai saat ini baik eksperimen, analitik maupun pemodelan untuk mendapatkan *artificial hip joint* yang memiliki desain dan fungsi yang semakin mendekati dengan sambungan tulang pinggul yang asli.

Hingga saat ini para ilmuwan dan ahli bedah telah berusaha keras untuk mendapatkan desain dan *fixation* terbaik antara *femur* dan *artificial hip joint*. Sampai sekarang, ada dua metode yang digunakan untuk memasang *artificial hip joint*, metode ini adalah *cemented* (dengan semen tulang) dan *cementless* (tanpa semen tulang) *total hip replacement* (THR).

#### 2.5.1.1 *Cemented Total Hip Replacement*

Pada metode pemasangan ini, semen tulang digunakan untuk merekatkan *artificial hip joint* ke dalam tulang *femur*. Semen tulang tidak

berfungsi seperti lem, melainkan sebagai material pengisi. Hingga saat ini material dari semen tulang yang banyak digunakan adalah *polymethylmethacrylate* (PMMA), dimana diperkenalkan oleh Sir John Charnley pada awal tahun 1960.



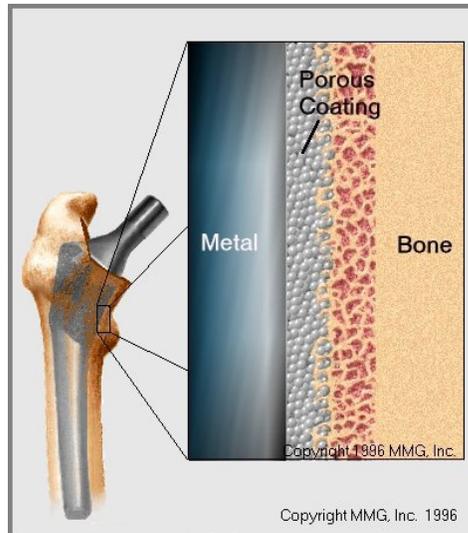
Gambar 2.9 cemented THR [11].

#### 2.5.1.2 Cementless Total Hip Replacement

*Cementless* THR, juga disebut dengan *uncemented* THR diperkenalkan pada awal 1980. Metode THR ini berkembang karena pada *cemented* THR memiliki kekurangan. Pertama, pengisian semen tulang kedalam tulang femur selama operasi dapat menyebabkan gangguan pada sirkulasi dan dapat menghalangi aliran darah. Kedua, semen tulang membutuhkan rata-rata 10 menit untuk mengeras. Dalam waktu ini, ada kemungkinan *artificial hip joint* berubah posisi. Ketiga, semen tulang bisa retak dan menyebabkan pergeseran dari implan [11]. Untuk *cementless artificial hip joint*, permukaan dari sistem *artificial hip joint* dibuat kasar. Hal ini untuk menghasilkan gesekan yang baik antara *artificial hip joint* dan kortikal sehingga lebih dapat terpasang dengan stabil.

Pada metode ini juga terdapat kekurangan. Pertama, ketika *artificial hip joint* terpasang pada tulang, substansi tulang akan terdorong sampai

sistem sirkulasi darah dan menghalangi sirkulasi darah. *Femur* dapat patah selama operasi karena beban yang besar.



Gambar 2.10 *cementless* THR [11].

### 2.5.1.3 Hybrid Total Hip Replacement

Pada metode ini, menggabungkan antara metode *cementless* dan *cemented* THR. Kombinasi ini menghasilkan *cementless acetabular cup* dengan *femoral stem* dipasang dengan menggunakan semen. Metode dapat mengurangi kerusakan atau kegagalan *stem* dari 30-40% sampai 3-4% [12].

### 2.5.2 Perkembangan mengenai Material *Artificial Hip Joint*

Biomaterial adalah penggunaan material yang memiliki kecenderungan tidak bereaksi *inert* sebagai pengganti fungsi dari jaringan tubuh yang kontak langsung dengan cairan tubuh. Disebut sebagai biomaterial yang ideal ketika suatu bahan/material memiliki biokompatibilitas yang baik, sifat mekanik yang baik dan proses manufaktur yang mudah. Properti yang paling penting diperlukan oleh material adalah biokompatibilitas, hal ini dikarenakan adanya hubungan dengan reaksi jaringan, perubahan dari sifat (mekanik, fisik dan kimia) dan juga kemungkinan degradasi material. *Ductility*, *toughness*, *creep*, dan *wear resistance* adalah properties mekanik yang diperlukan untuk biomaterial sedangkan metode *fabrikasi*, konsistensi, tingkat kenyamanan dan

biaya produksi adalah karakter manufaktur yang pada akhirnya menentukan pemilihan penggunaan bahan implant.

Biomaterial adalah substansi yang berasal dari alam atau sintetis yang digunakan sebagai peralatan medis [13]. Pada umumnya, peranan biomaterial adalah sebagai pengganti atau tambahan pada komponen biologik. Biokompatibilitas dalam terminologi umum menjelaskan suatu keadaan dimana tak terjadi interaksi yang berbahaya antara material asing atau peralatan dengan tuan rumah biologis. Ada dua hal yang perlu mendapat pertimbangan: (1) efek biomaterial pada tuan rumah biologis dan (2) efek dari sistem biologis pada material. Terjadinya reaksi dari sistem tubuh terhadap material implant ditentukan dari faktor bisa tidaknya material tersebut diterima dan memenuhi fungsi pada tubuh. Biokompatibilitas merupakan sistem yang mencakup fisik, kimia, biologis, medik dan aspek desain.

#### 2.5.2.1 Material untuk aplikasi ortopedi

Pengaplikasian biomaterial pada penggunaan implan yang disebut dengan *osseointegration (osteosintesis)* dibagi menjadi beberapa kelompok yaitu metal, polimer, keramik dan komposit.

##### a. Metal

Metal memiliki cakupan yang luas dalam aplikasinya, diantaranya *fixasi* patah tulang, penggantian tulang, *external spints*, *braces* dan *traction apparatus*. Modulus elastis dan titik luluh digabungkan dengan keuletan metal membuat material jenis ini cocok untuk menopang beban tanpa mengakibatkan deformasi. Tiga material yang biasa digunakan adalah *Titanium*, *Stainless Steel* dan *Paduan Cobalt-Chromium*. *Titanium* dan paduan *Titanium* memiliki kelebihan yaitu modulus elastisitas rendah dan resistansi korosi tinggi, selain itu juga adanya lapisan oksida pada *Titanium* memiliki pengaruh yang sangat signifikan terhadap pengintegrasian metal ini pada jaringan tulang. Keuntungan dan kerugian beberapa macam material *implant prosthesis* dijelaskan dalam tabel berikut:

**Tabel 2.1** Perbandingan Beberapa Material *Implant Prostesis* [35].

<i>Implant</i>	<b>Keuntungan</b>	<b>Kerugian</b>
Modular Ti6A14V/ CoCrMo (Porous)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Lebih mudah untuk mencocokkan dengan pasien</li> <li>• Memiliki kelebihan dibanding dengan material lain</li> <li>• Memiliki modulus yang rendah</li> <li>• Penggunaan lapisan dapat dihindarkan</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Korosi celah pada bagian sambungan</li> <li>• Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun dirancang berdasar kebutuhan operas</li> <li>• Dibutuhkan waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang</li> </ul>
CoCrMo (Smooth)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ketahanan penggunaan tinggi</li> <li>• Memiliki toleransi pembedahan yang tinggi</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bisa menyebabkan reaksi jaringan</li> <li>• Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun memiliki modulus yang tinggi</li> </ul>
CoCrMo (Porous)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Memiliki ketahanan penggunaan yang tinggi</li> <li>• Tidak diperlukan lapisan untuk membuatnya menyatu dengan femur</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Co, Cr, Mo merupakan unsur beracun</li> <li>• Memiliki modulus yang tinggi</li> <li>• Dibutuhkan waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang</li> </ul>
Ti6A14V (Porous)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tidak diperlukan lapisan untuk membuatnya menyatu dengan femur</li> <li>• Memiliki modulus yang rendah</li> <li>• <i>toxicity</i> sangat rendah</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Memiliki ketahanan penggunaan yang rendah</li> <li>• Dibutuhkan waktu 2 minggu tanpa pembebanan agar terjadi pertumbuhan tulang</li> </ul>
Ti6A14V (Smooth)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Memiliki toleransi pembedahan yang lebih besar</li> <li>• <i>Toxicity</i> sangat rendah</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Memiliki ketahanan penggunaan yang rendah kemungkinan adanya reaksi jaringan</li> </ul>
316L Stainless Steel (Smooth)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Harga murah mudah untuk diproduksi</li> <li>• Toleransi pembedahan besar</li> <li>• Banyak penelitian mendalam tentang specimen ini</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Korosif</li> <li>• Mudah mengalami retak lelah</li> <li>• Modulus sangat tinggi</li> <li>• Memungkinkan adanya reaksi jaringan</li> </ul>

Perlu diperhatikan dalam penggunaan metal sebagai implan ada beberapa unsur yang sangat dihindari penggunaannya apabila kadarnya

melebihi ambang batas dikarenakan unsur tersebut beracun terhadap tubuh. Adapun unsur-unsur tersebut adalah:

**Tabel 2.2** Batas *Toxicity* CCR<sub>50</sub> [14].

	Fe	Mn	Co	Ni	Cr	V
CCR <sub>50</sub> (µg ml <sup>-1</sup> )	59	15	3,5	1,1	0,006	0,003

Nilai CCR50 ini didefinisikan sebagai kosentrasi dari substrat sel hidup yang mengalami reduksi hingga 50% ketika diuji dengan unsur-unsur diatas [14].

**b.** *Polimer*

*Polimer* adalah rangkaian panjang dari material dengan berat molekul tinggi yang terdiri dari pengulangan unit monomer. *Polimer* memiliki sifat fisik yang mendekati jaringan halus, oleh karena itu polimer banyak digunakan untuk menggantikan kulit, tendon, tulang rawan, pembuluh darah dll. *Polimer* mengalami degradasi pada lingkungan tubuh dikarenakan faktor biokimia dan mekanik. Hal ini menyebabkan adanya serangan ion, pembentukan ion hidroksil dan terlarutnya oksigen sehingga terjadi iritasi pada jaringan dan menurunnya properti mekanik.

**c.** *Keramik*

Keramik adalah senyawa inorganik yang dalam biomaterial diklasifikasikan menjadi 5 kategori berdasarkan karakter *makroskopis* permukaan ataupun stabilitas kimia pada lingkungan tubuh yaitu: *karbon, alumina, zirconia, keramik gelas* dan *kalsium fosfat*. Keterbatasan dari keramik adalah kekuatan tarik dan ketangguhan akan patah yang rendah sehingga aplikasinya terbatas. Hasil dari tes *ex-vivo* mengindikasikan bahwa keramik gagal berikatan karena lemahnya jaringan yang terbantu pada sistem [14].

## 2.6 Geometri dari Sistem *Femoral Stem*

### 2.6.1 *Femoral Head*

Geometri dari *femoral stem* sangat dipengaruhi dengan dimensi dari tulang femur dan tulang *pelvis* dimana pada tulang *pelvis* terdapat sistem *acetabular* yang akan ditopang oleh *femoral stem*. Ukuran dari tulang femur akan menentukan besar kecilnya desain *stem* yang akan dibuat. Diameter dan panjang *stem* yang tidak sesuai akan menyebabkan masalah, seperti: patah atau retaknya tulang femur pada saat proses penanaman *stem* kedalam tulang femur, *stem* yang terlalu besar juga dapat mendesak sirkulasi daerah dan dapat menghalangi aliran darah [7].

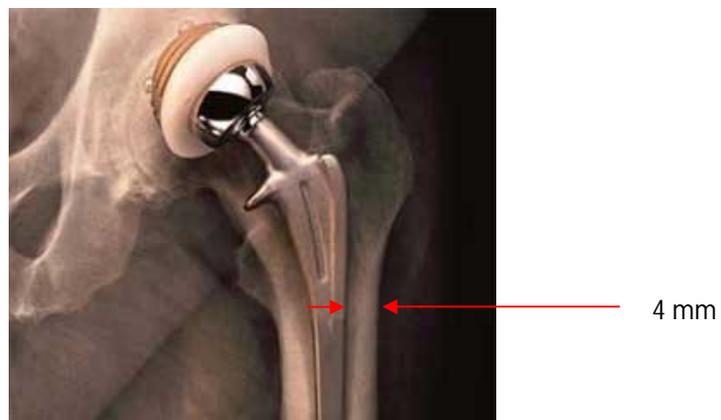
Mishra, A.K., (2009) telah meneliti dimensi dari *bone femoral head* untuk masyarakat Nepal. Pada penelitian tersebut telah dikembangkan penentuan diameter *bone femoral head* untuk jenis kelamin laki-laki dan perempuan. Hasil penelitiannya menunjukkan adanya perbedaan antara ukuran diameter dari keduanya. Diameter *femoral head bone* 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 [15]. Hasil secara lengkap dapat dilihat pada Tabel 2.3.

**Tabel 2.3** dimensi untuk masing-masing parameter sistem *hip joint* [15].

Dimension (n=50)	Average (mm)	Minimum (mm)	Maximum (mm)	Standard deviation
Femoral head diameter	42.9	35	48	3.53
Femoral neck diameter (superinferior) .Subcapital	33.28	25	41	3.22
.Transcervical	30.52	22	38	3.48
.Basal	39.48	25	48	4.80
Femoral shaft diameter	40.18	31	49	4.24

.Just above LT				
.Just below LT	30.12	24	37	2.87
.7,5 cm below LT	25.50	20	35	29.7

Dari dimensi yang ada maka dapat didesain sebuah *femoral stem* yang sesuai. Pada desain *femoral stem* yang ideal terdapat jarak 4 mm antara stem yang masuk ke dalam tulang femur dengan bagian terluar tulang femur [14]. Dengan memakai dimensi dan properti material yang sesuai akan dihasilkan simulasi yang mendekati keadaan sebenarnya.



Gambar 2.11. Jarak *femoral stem* dengan tulang terluar [14].

### 2.6.2 Penggambaran model *Femoral Stem*

Dalam penelitian ini penulis menggunakan *software* Solidwork 2010 untuk proses desain dan analisa. Perbedaan dari desain terletak pada bagian *cross section* masing-masing desain.

## 2.7 Kegagalan pada Sambungan Tulang Pinggul Buatan

Dari perancangan desain sambungan tulang pinggul buatan direncanakan bahwa desain ini akan dapat bertahan rata-rata selama 20 tahun. 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:

a. Alergi

Daya tahan dan kekebalan tubuh manusia berbeda-beda. Dalam pemasangan sambungan tulang pinggul buatan harus juga diperhatikan efek dari material penyusun terhadap tubuh pasien.

b. Infeksi

Dalam penanaman sambungan tulang pinggul sangatlah penting menjaga ke higienisan baik pada alat yang digunakan maupun sambungan tulang pinggul buatan itu sendiri. Infeksi karena kuman maupun bakteri akan mempercepat kegagalan penanaman sambungan tulang pinggul buatan.

c. Kesalahan pemasangan

Penanaman sambungan tulang pinggul buatan dibutuhkan ketelitian pemasangan yang sangat ekstra. Kesalahan posisi pemasangan akan semakin membuat keausan yang lebih cepat atau mengurangi kestabilan sistem.

Sedangkan aspek tribologi yang ada antara lain:

a. *Wear*

*Wear resistance* yang tinggi akan lebih baik digunakan daripada *wear resistance* yang rendah. *Wear* akan mempercepat keausan dari head maupun cup. Keausan ini akan menyebabkan ketidakstabilan sistem yang memungkinkan terlepasnya head dari cup. *Wear* sangat dipengaruhi oleh desain geometri maupun materialnya.

b. *Load*

*Load* atau pembebanan dari tubuh akan mempengaruhi kekuatan system *artificial hip joint*. *Femoral stem* akan patah atau berubah bentuk jika pembebanan yang diberikan melebihi *yield strength* dari material *femoral stem*. Von Mises yang terukur dari hasil analisa akan menunjukkan distribusi tegangan dari *femoral stem*.

c. *Friction*

*Friction* yang tinggi akan menyebabkan cepatnya keausan pada ball bearing. Seperti halnya *wear*, *friction* yang tinggi juga menyebabkan ketidakstabilan sistem. Desain geometri dan material sangat berpengaruh terhadap *friction*. *Radial clearance* antara *head* dan *cup* akan menentukan maksimal atau tidaknya lubrikasi yang bekerja untuk mengurangi friksi ini.

d. Tekanan kontak

Tekanan kontak akan 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 tekanan kontak.