

BAB III

KONTAK PADA KOMPONEN ACETABULAR

3.1 Pendahuluan

Sambungan tulang pada manusia berkembang sejak puluhan tahun yang lalu [16]. Sambungan tulang meliputi perpaduan antara stabilitas dan mobilitas, variasi bentuk sesuai dengan posisi dan fungsinya. Sambungan tulang pinggul misalnya, mempunyai desain *ball-in-socket* untuk pergerakan yang luas sesuai fungsinya. Berbeda dengan sambungan tulang lutut, mempunyai pergerakan ke arah depan dan belakang saja.

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 friksi yang sangat kecil antara 0.003-0.015 [16], sehingga pada penelitian biasanya digunakan koefisien friksi nol, atau *frictionless*. Akan tetapi pada kasus tulang pinggul buatan koefisien friksi antara 0,065-0,09 [3]

Sambungan tulang mempunyai kemungkinan kerusakan atau fungsi yang tidak sesuai. Kerusakan sering terjadi karena kecelakaan. Kecelakaan akan menyebabkan pembebanan yang terlalu berlebihan, sehingga melebihi batas kemampuan yang bisa ditampung oleh sambungan tulang itu sendiri. Selain karena kecelakaan, keroposnya tulang juga salah satu penyebab dari kerusakan sambungan tulang. Hal ini biasa terjadi pada orang yang mempunyai usia lanjut. Karena kerusakan dan ketidaknormalan fungsi sambungan tulang ini, maka hal inilah yang mendorong diciptakannya sambungan tulang buatan.

Dari perancangan desain sambungan tulang pinggul buatan direncanakan bahwa desain ini akan dapat bertahan selama 20 tahun [17]. 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 tulannng 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. *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.

c. 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 kontakannya.

3.2 Perkembangan komponen *acetabular*

Penelitian sambungan tulang pinggul buatan telah dimulai pada tahun 1938. Material yang digunakan menggunakan steel. Sebelumnya sambungan tulang pinggul buatan model metal-on-metal diprediksi bisa mencapai 20 tahun [18]. Tetapi hanya dalam waktu 2 sampai 4 tahun sambungan tulang pinggul buatan model ini sudah gagal dalam pemakaian. Kegagalan ini disebabkan karena kurangnya fiksasi dan ekstrimnya *wear*.

Karena hal ini, McKee dan Coworkers [19] serta Watson-Farrar [20] melakukan penelitian tulang pinggul buatan kembali pada tahun 1960an. Material yang digunakan untuk menyusun sambungan tulang pinggul buatan ini adalah menggunakan *cobalt-chrome molibdenun* untuk *head* dan *acetabular liner*-nya.

Walaupun menunjukkan adanya perbaikan tetapi model *metal-on-metal* McKee-Farrar ini hanya bisa bertahan selama 2 sampai dengan 10 tahun. Kemungkinan cepat gagalnya sambungan tulang pinggul ini disebabkan desain geometri dari model.

Pada tahun 1960, Charnley [19] memperkenalkan desain dan material baru untuk sambungan tulang pinggul buatan. Diameter femoral *head* 22 mm, dan menggunakan stainless steel, serta full plastic digunakan untuk komponen *acetabular liner*. Menurut penelitian, *friction* pada model ini dapat berkurang.

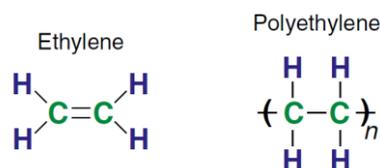
Pada awal tahun 1980 Weber [18], mengembangkan model *metal-on-metal* modern menggunakan material cobalt chrome alloy (CoCr) yang sampai sekarang disebut metasul. Pada model ini penggunaan diprediksi bisa mencapai 20 tahun. Tetapi beberapa pengguna merasakan ketidaknyamanan setelah 2-4 tahun [18].

Sambungan tulang pinggul buatan yang saat ini banyak digunakan adalah *metal-on-UHMWPE*. Selain *wear* yang tereduksi, *friction* pada model ini juga berkurang secara signifikan. Dalam penelitian ini digunakan model sambungan tulang pinggul buatan model *metal-on-UHMWPE*

3.3 UHMWPE

UHMWPE merupakan salah satu jenis *polimer* yang digunakan dalam aplikasi *orthopedic* yang secara umum diklasifikasikan sebagai *linear homopolimer*, *Polimer* adalah molekul yang terdiri dari *many (poly) part* (-mer) yang menyatu pada *covalent* tulang [8].

Polyethylene adalah polimer yang dibentuk dari C_2H_4 yang bersifat gas yang mempunyai berat molekul 28 g/mol, untuk skema *Polyethylene* terlihat pada Gambar 3.1. Ada beberapa macam dari *Polyethylene* yaitu LDPE (*Low Density Polyethylene*), LLDPE (*Linear Low Density Polyethylene*), HDPE (*High Density Polyethylene*), UHMWPE (*Ultra-High Molecular Weight Polyethylene*).



Gambar 3.1: Skema ethylene dan poliethylene [8].

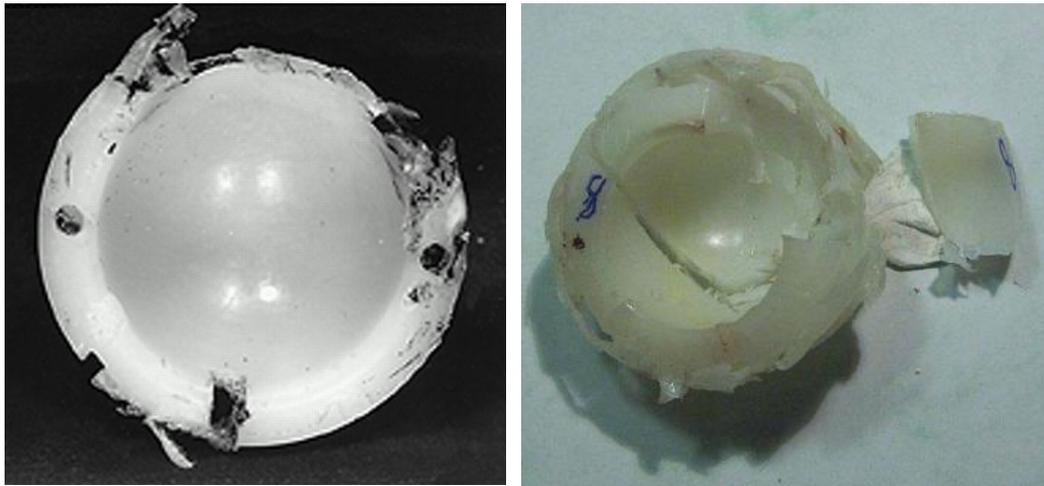
UHMWPE banyak digunakan untuk material implant, beberapa contoh dari penggunaan material UHMWPE untuk *implant* adalah [8]:

- *Hip joint*
- *Knee joint*
- *Ankle*
- *Shoulder replacement*

Berdasar kebutuhan yang digunakan untuk material *replacement* pada beberapa bagian yang vital dalam tubuh manusia sehingga ada beberapa syarat UHMWPE Material yang digunakan dalam metode *implant* kedalam tubuh manusia:

- Kecocokan biologis secara kimia yang baik untuk menghindari reaksi jaringan yang berlebihan
- Ketahanan yang bagus untuk menahan degradasi (contoh ketahanan biologis untuk bahan polimer)

- Ketahanan yang dapat diterima untuk menahan beban secara terus-menerus yang ditahan oleh sambungan
- Mempunyai ketahanan keausan yang tinggi untuk meminimiliasi kerusakan pada material, contoh dari UHMWPE yang mengalami keausan terlihat pada Gambar 3.2.



Gambar 3.2. Contoh kerusakan UHMWPE pada *acetabular liner* [21].

Ada beberapa alat yang digunakan untuk mengetes keausan dari UHMWPE yang di rancang untuk digunakan dalam aplikasi *total hip replacement* (THR) diantaranya adalah sebagai berikut [8]:

- *Force control hip simulator*
- *Displacement control simulator test*
- *Special damage mode simulation test*

3.3 Kontak pada komponen *acetabular*

Mekanika kontak pada *bearing surface* diperkirakan berperan penting pada performa tribologi dan suksesnya fungsi dari tulang pinggul buatan ini. Hal ini berarti sangat penting untuk menganalisa distribusi tekanan kontak pada permukaan kontak antara *femoral head* dan *acetabular liner*. Tekanan kontak ini harus diminimalisir untuk mencegah kegagalan struktur dan *wear* yang berlebihan.

Daerah kontak atau jari-jari kontak juga sangat berhubungan dengan tekanan kontak. Semakin besar nilai daerah kontak semakin kecil tekanan kontak. Hal ini sesuai dengan rumus [22]:

$$P = \frac{F}{A} \quad (3.1)$$

Tetapi daerah kontak yang terlalu besar juga tidak baik untuk distribusi tekanan kontak. Akan terjadi pemusatan kontak jika daerah kontak berlebihan. Sedangkan pemusatan kontak dapat mengakibatkan kerugian-kerugian sebagai berikut [23]:

1. Peningkatan *frictional torque*, yang akan menyebabkan kerusakan pada komponen *acetabular liner*.
2. Pemusatan tegangan kontak.
3. Tertutupnya ruang untuk pelumasan, sehingga pelumas tidak bekerja secara maksimal.

Beberapa faktor yang mempengaruhi terjadinya pemusatan kontak antara lain adalah parameter desain seperti *radial clearance* antara *femoral head* dan *acetabular liner* dan ketebalan *acetabular liner*, parameter produksi seperti ketelitian ukuran, parameter pemasangan seperti posisi *acetabular liner*. Walaupun demikian, belum jelas faktor mana yang mempunyai peran paling berarti untuk pemusatan kontak.

Pengetahuan tentang mekanika kontak tidak hanya penting untuk memprediksi kesuksesan atau kegagalan dari desain tulang pinggul buatan, tetapi juga bermanfaat untuk mengembangkan desain.

Menurut Paul (1976), gaya maksimum dari aktivitas seseorang menghasilkan beban yang besarnya berkali lipat dengan berat badan. Dari data tersebut dapat ditentukan prediksi pembebanan pada komponen *acetabular* dengan berbagai kondisi, sehingga dapat dihasilkan simulasi yang mendekati keadaan sebenarnya. Sebagai contoh, melompat atau tersandung selalu menyebabkan gaya yang besar pada pinggul. Hal ini berarti kecepatan merupakan parameter yang penting dalam menentukan tingkatan besarnya gaya yang bekerja. Seseorang yang bergerak lebih cepat, maka makin besar juga beban yang diterima pada *hip joint*. Menaiki tangga atau turun tangga

juga menyebabkan beban yang berbeda. Oleh karena itu, pasien harus selalu dianjurkan untuk berjalan pelan atau menaiki tangga dengan stabil. Pada Tabel 3.1 dijelaskan lebih detail mengenai pengaruh aktivitas terhadap besarnya kondisi pembebanan.

Table 3.1. *Maximal joint forces in multiples of body weight* [24]

Aktivitas	<i>Multiples of body weight</i>
Melompat	8,0
Berjalan cepat	7,6
Naik tangga	7,2
Turun tangga	7,1
Berjalan pelan	4,9

Dalam penelitian ini mengambil contoh kondisi berat badan manusia 65 kg, sehingga pembebanan yang terjadi yaitu berat badan manusia dikalikan dengan *Multiples of body weight* dan percepatan gravitasi. Dari Tabel 3.2 terlihat hasil pembebanan yang terjadi dalam beberapa variasi aktivitas.

Tabel 3.2. Pembebanan pada *hip joint* dengan beberapa variasi aktivitas.

Aktivitas	<i>Force (N)</i>
Melompat	5101,2
Berjalan cepat	4846,14
Naik tangga	4591,08
Turun tangga	4527,315
Berjalan pelan	3124,485