

## BAB III

### ANALISA TEGANGAN VON MISES

#### 3.1 Pembebanan pada *Hip Joint*

Aplikasi dari disiplin ilmu yang berkaitan dengan teknik mesin dalam berbagai aspek kehidupan semakin luas cakupannya, termasuk di bidang ortopedi. *Hip joint* manusia yang telah mengalami kerusakan parah pada bagian tulang rawannya akibat penyakit maupun benturan dapat diatasi dengan cara mengganti hip joint tersebut dengan *artificial hip joint*. Sebelum *artificial hip joint* dipasang pada tubuh, perlu dilakukan pemodelan dan simulasi. Pada saat ini, metoda yang paling akurat untuk menganalisa fenomena keausan dan kekuatan pada *artificial hip joint* adalah dengan melakukan pengujian dengan menggunakan mesin uji *hip joint simulator*. *Hip joint simulator* mempunyai kemampuan untuk mereproduksi aspek mekanik dan kinematik yang kompleks serta dapat mengakomodasi secara aktual bentuk dari *hip joint prosthesis* [17]. Selain simulasi manual, hal ini juga bisa disimulasikan dengan perangkat komputer. Analisa menunjukkan bahwa dengan penggunaan material yang berbeda diperoleh tingkat keausan yang berbeda-beda [18]. Mengingat arti penting dari alat ini, studi-studi tentang *artificial hip joint* terus dikembangkan hingga saat ini terutama dari segi material [19].

Sambungan tulang pinggul menerima berbagai macam pembebanan yang berbeda-beda pada setiap manusia. Besar dan kecilnya pembebanan bergantung pada usia, aktivitas dari manusia dan berbagai faktor lainnya. Sambungan tulang pinggul buatan harus dapat menggantikan fungsi dari sambungan tulang pinggul yang asli. *Artificial hip joint* tidak hanya menggunakan material yang aman bagi manusia, melainkan juga mampu menahan berbagai macam pembebanan yang diberikan tubuh atas reaksi terhadap gerakan atau aktivitas manusia. Sebagai contoh pada saat berjalan, terjadi tegangan dan regangan pada sendi pinggul karena pada tempat itu terjadi kontak akibat beban yang dinamis. Perubahan ini seiring dengan posisi telapak kaki berada, baik sewaktu posisinya masih melayang maupun sesudah menginjak tanah secara penuh [21]. Besarnya beban yang harus

ditopang oleh *hip joint* pun berbeda pada manusia, sesuai dengan pengaruh usia, berat badan, posisi dan jenis gerakan. Beban yang diberikan untuk anak kecil tentu berbeda dengan orang tua, begitu pula beban yang diberikan pada saat berlari tentu lebih besar daripada saat berjalan. Distribusi tegangan dan regangan yang terjadi pada *femoral stem* akan memberikan informasi tentang material mana yang lebih tepat digunakan untuk *femoral stem*.

### 3.1.1 Gaya-gaya pada *Hip Joint*

Terdapat banyak gaya dari otot yang bekerja pada femur. Resultant dari gaya otot yang bekerja pada *hip joint* ketika bergerak kadang melebihi berat badan seseorang. Pada dasarnya, ada dua macam gaya, yaitu *bending forces* dan *twisting force* [7].

Pertama, *bending forces* bekerja pada saat keadaan biasa seperti berdiri dan berjalan. Gaya ini akan menekan *femoral stem*. Pada saat yang sama, penampang *femoral stem* yang tertanam akan menahan gaya tersebut. Dari eksperimen yang pernah dilakukan menunjukkan semen tulang akan mendistribusikan *bending forces* di dalam *femoral stem* ke area kortikal. Pada *cementless THR*, pemasangan *femoral stem* hanya membutuhkan area yang sempit. Hal ini dapat menyebabkan perubahan otot skeleton disekitarnya dan menimbulkan rasa nyeri [7].

Yang kedua, ketika pasien bangun dari kursi atau memanjat, *twisting force* atau gaya putar akan terjadi. Gaya putar ini akan memutar *femoral stem* dimana *stem* yang telah tertanam dalam tulang akan ikut terputar. Gaya ini lebih membahayakan dibanding *bending forces* karena meningkatkan kemungkinan kegagalan dari *artificial hip joint*.

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 *artificial hip joint* pada berbagai kondisi, sehingga dapat dihasilkan simulasi yang mendekati keadaan sebenarnya.

**Table 3.1** Maximal joint forces in multiples of body weight [22]

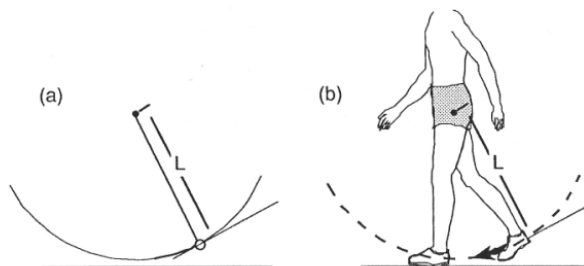
Aktivitas	Multiples of body weight
Melompat atau kesandung	8.0
Berjalan cepat	7.6
Naik tangga	7.2
Turun tangga	7.1
Jalan menanjak	5.9
Berjalan pelan	4.9

Perlu digarisbawahi adalah nilai dapat bervariasi pada metode kalkulasi. Bagaimanapun, level gaya selalu pada perbandingan yang sama. 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. Berikut akan dijelaskan lebih detail mengenai pengaruh aktivitas terhadap besarnya kondisi pembebanan.

#### 3.1.1.1 Gerakan *oscillatory*

Ketika berjalan, kaki (dan tangan) melakukan gerakan berulang yang serupa bandul. Dengan menggunakan observasi ini, kecepatan berjalan pada langkah alamiah dapat dihitung.

Besarnya amplitudo pada gerakan osilasi kecil, sementara periode bandul  $T = 2\pi (L/g)^{1/2}$ , dimana  $g$  adalah gravitasi (lihat gambar 3.1). Untuk tipe kaki orang yang tingginya 2 m, panjang efektif kaki ( $L_{eff}$ ) = 0,2 m dan periode ( $T$ ) = 0,9 s (lihat gambar 3.1).



Gambar 3.1. (a) Bandul sederhana dengan panjang  $L$  melakukan getaran amplitudo kecil. (b) Kaki saat berjalan juga berlaku seperti bandul [21].

### 3.1.1.2 Gaya Gesekan

Gaya gesekan terjadi bila tubuh melakukan gerakan, misalnya memegang tambang, berjalan, atau berlari. Penyakit pada tulang seperti seperti *arthritis*, akan menambah besarnya gesekan, dan lama-kelamaan akan mengakibatkan kerusakan permanen. Ketika tumit seseorang menyentuh tanah saat berjalan, suatu gaya dari tanah mendesak kaki (gambar 3.2.a). Gaya dari tanah dapat diurai menjadi komponen horizontal dan vertikal. Gaya vertikal, yang didukung oleh permukaan, diberi label  $N$  (suatu gaya tegak lurus dengan permukaan). Komponen horizontal  $F_H$  didukung oleh gaya gesek. Gaya gesek maksimum  $F_f$  biasanya dijabarkan dengan:

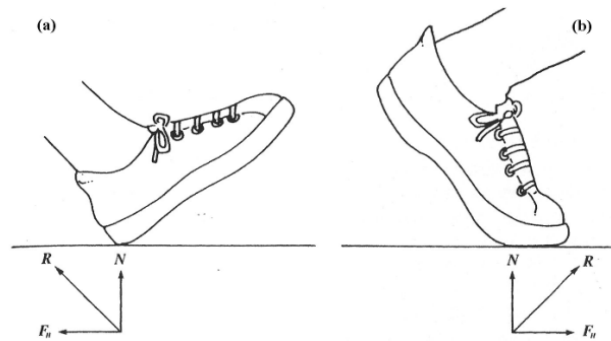
$$F_f = \mu N \dots\dots\dots (3.1)$$

Dengan :

$\mu$ = Koefisien statis antara dua permukaan (dimana nilai koefisien gesekan sendi tulang berpelumas adalah 0,003).

$N$ = Gaya tegak lurus dengan permukaan (Newton).

Dari hasil pengukuran telah didapatkan komponen gaya horizontal pada tumit saat menjejak tanah ketika seseorang berjalan yaitu:  $0,15 W$ . Dimana  $W$  adalah berat tubuh [20].

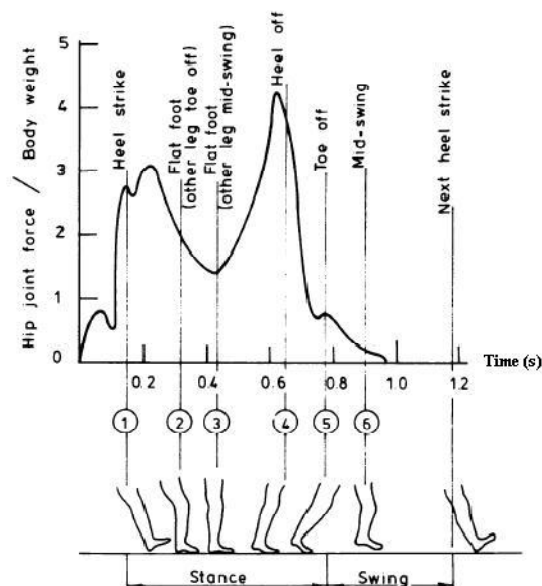


Gambar 3.2. (a) Komponen gesek horizontal gaya  $F_H$  dan komponen vertikal gaya  $N$  dengan resultan  $R$  yang ada pada tumit pada saat menjejakan tanah, memperlambat kaki dan tubuh. (b) ketika kaki meninggalkan tanah komponen gesek gaya  $F_H$  mencegah kaki tergelincir ke belakang dan menyediakan gaya untuk mengakselerasikan tubuh ke depan [20].

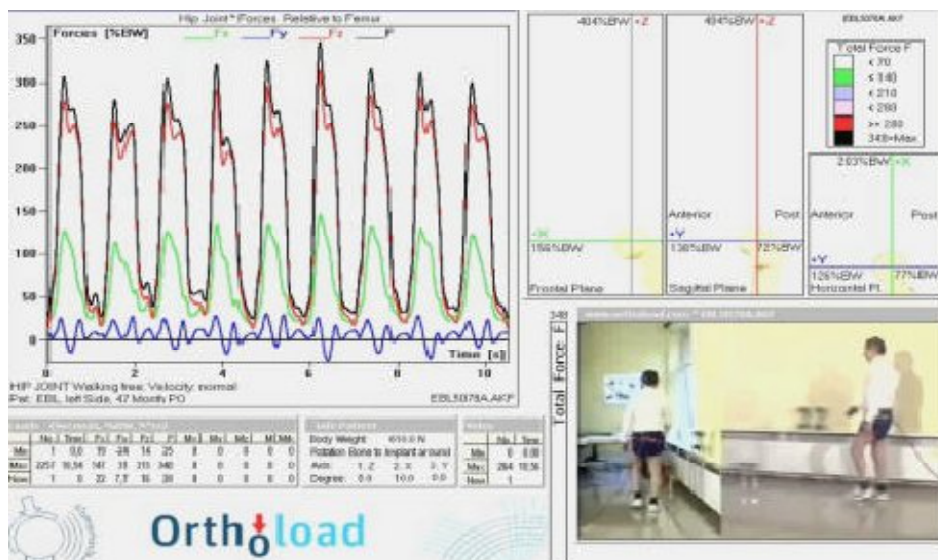
### 3.1.1.3 Gaya Dinamis pada Sambungan Tulang Pinggul

Ketika berjalan beban yang terjadi pada kaki, khususnya sendi pinggul, bersifat dinamis. Sesuai dengan hasil penelitian, dimana dengan membagi proses sekali langkah dalam enam tahapan. Pada setiap tahapan beban yang terjadi tidak sama (dinamis), puncaknya saat beban tubuh tertumpu pada satu kaki [21]. Dari penelitiannya juga dicantumkan waktu yang dibutuhkan untuk setiap tahapan, sementara waktu yang dibutuhkan untuk sekali langkah kurang lebih 7 detik (gambar 3.3).

Sementara itu hasil pengukuran lainnya (gambar 3.4) menunjukkan besarnya gaya maksimum yang terjadi pada hip joint prosthesis saat kaki berjalan dengan kecepatan normal sebesar 610 N [24]. Dimana diletakkan suatu alat yang dapat mengukur besarnya gaya yang terjadi pada hip joint baik gaya vertikal ( $F_z$ ), gaya arah depan ( $F_x$ ), gaya arah ke samping ( $F_y$ ), dan gaya total ( $F$ ).



Gambar 3.3. Besarnya gaya pada *hip joint* dan waktu yang dibutuhkan untuk sekali langkah [23]

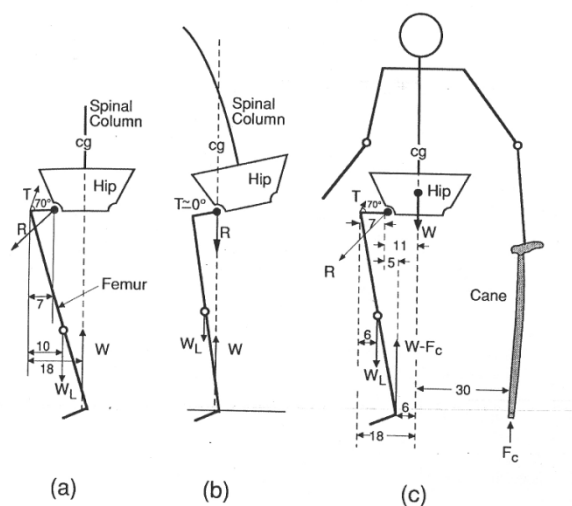


Gambar 3.4. Hasil pengukuran besarnya gaya pada *hip joint* prosthesis kaki kiri seorang pria dengan berat 62 kg dengan waktu sekitar 1.2 detik untuk sekali langkah [23]

Sewaktu berjalan terdapat saat ketika hanya satu kaki yang menjejak tanah dan pusat gravitasi tubuh terletak pada kaki tersebut. Gambar 3.5 menunjukkan gaya yang paling penting yang terjadi pada kaki tersebut.

Dimana gaya itu adalah:

1. Gaya vertikal ke atas pada kaki, setara dengan berat tubuh  $W$ ;
2. Berat kaki  $W_L$ , yang rata-rata setara dengan  $W/7$ ;
3.  $R$ , gaya reaksi antara femur dan pinggul sebesar  $2,4W$ ;
4.  $T$ , tekanan pada kelompok otot antara pinggul dan *trochanter* yang lebih besar pada femur, yang menyediakan gaya untuk menjaga tubuh tetap seimbang yang besarnya  $1,6W$ .



Gambar 3.5. Suatu diagram yang menunjukkan rata-rata gaya dan dimensi (dalam cm) untuk pinggul-kaki di bawah beragam kondisi [21]

Dari gambar 2.15 di atas dapat dijelaskan sebagai berikut:

- a. Ketika seseorang berdiri di atas satu kaki. Gaya vertikal ke atas merupakan berat  $W$  seseorang. Berat kaki  $W_L$  diambil menjadi  $W/7$  dan sudut otot *abductor* pinggul yang diindikasikan dengan  $T$  adalah sebesar  $70^\circ$ .  $R$  adalah gaya reaksi antara pinggul dan kepala femur (sendi pinggul).
- b. Ketika sendi pinggul maupun otot *abductor* terluka, tubuh bungkuk ke arah cg melalui pusat femur dan pusat kaki, yang kemudian mengurangi gaya reaksi  $R$  dan gaya otot *abductor*. Gaya reaksi rata-rata setara dengan berat tubuh di atas sendi ditambah kaki yang lain atau  $(6/7)W$ .

### 3.2 Teori Elastisitas

Simulasi *artificial hip joint* perlu memperhatikan sifat mekanik yang dimiliki material dalam pelaksanaannya. Sifat mekanik yang dimiliki material antara lain: kekuatan (*strength*), keliatan (*ductility*), kekerasan (*hardness*), dan kekuatan lelah (*fatigue*). Sifat mekanik material didefinisikan sebagai ukuran kemampuan material untuk mendistribusikan dan menahan gaya serta tegangan yang terjadi. Proses pembebanan, struktur molekul yang berada dalam ketidaksetimbangan, dan gaya luar yang terjadi akan mengakibatkan material mengalami tegangan. Sebuah material yang dikenai beban atau gaya akan mengalami deformasi, pada pembebanan di bawah titik luluh deformasi akan kembali hilang. Hal ini disebabkan karena material memiliki sifat elastis (*elastic zone*).

Jika beban ditingkatkan sampai melewati titik luluh (*yield point*), maka deformasi akan terjadi secara permanen atau terjadi deformasi plastis (*plastic deformation*). Jika beban ditingkatkan hingga melewati tegangan maksimal, maka material akan mengalami patah [20].

#### 3.2.1 Tegangan (*Stress*)

Tegangan adalah besaran pengukuran intensitas gaya atau reaksi dalam yang timbul persatuan luas. Tegangan dibedakan menjadi dua yaitu *engineering stress* dan *true stress*. Dalam praktek teknik, gaya umumnya diberikan dalam *pound* atau *newton*, dan luas yang menahan dalam  $\text{inch}^2$  atau  $\text{mm}^2$ . Akibatnya tegangan biasanya dinyatakan dalam  $\text{pound}/\text{inch}^2$  yang sering disingkat *psi* atau  $\text{Newton}/\text{mm}^2$  (MPa). Tegangan yang dihasilkan pada keseluruhan benda tergantung dari gaya yang bekerja.

Dalam praktek, kata tegangan sering memberi dua pengertian :

- a) Gaya per satuan luas atau intensitas tegangan, yang umumnya ditunjukkan sebagai tegangan satuan.
- b) Gaya dalam total suatu batang tunggal yang umumnya dikatakan sebagai tegangan total.

Pada saat benda menerima beban sebesar  $P$  kg, maka benda akan bertambah panjang sebesar  $\Delta L$  mm. Saat itu pada material bekerja tegangan yang dapat dihitung dengan rumus (*engineering stress*) :

$$\sigma = \frac{F}{A_o}$$

Keterangan:  $\sigma$  = tegangan (pascal, N/m<sup>2</sup>)

$F$  = beban yang diberikan (*Newton, dyne*)

$A_o$  = luas penampang mula - mula (mm<sup>2</sup>) [26].

Sedangkan *true stress* adalah tegangan hasil pengukuran intensitas gaya reaksi yang dibagi dengan luas permukaan sebenarnya (*actual*). True stress dapat dihitung dengan:

$$\sigma = A F \dots \dots \dots (3.2)$$

dengan:

$\sigma$  = True stress (MPa)

$F$  = Gaya (N)

$A$  = Luas permukaan sebenarnya (mm<sup>2</sup>)

Tegangan normal dianggap positif jika menimbulkan suatu tarikan (*tensile*) dan dianggap negatif jika menimbulkan penekanan (*compression*).

### 3.2.2 Regangan (*Strain*)

Regangan didefinisikan sebagai perubahan panjang material dibagi panjang awal akibat gaya tarik ataupun gaya tekan pada material. Batasan sifat elastis perbandingan regangan dan tegangan akan linier dan akan berakhir sampai pada titik mulur. Hubungan tegangan dan regangan tidak lagi linier pada saat material mencapai batasan fase sifat plastis. Regangan dibedakan menjadi dua, yaitu: *engineering strain* dan *true strain*. *Engineering strain* adalah regangan yang dihitung menurut dimensi benda aslinya (panjang awal), sehingga untuk mengetahui besarnya regangan yang terjadi adalah dengan membagi perpanjangan dengan panjang semula.

$$e_{eng} = \frac{\Delta L}{L_o} = \frac{\Delta}{L_o} \dots \dots \dots (3.3)$$

dengan:

$$\begin{aligned}
 e_{\text{eng}} &= \text{Engineering strain} \\
 \Delta L &= \text{Perubahan panjang} \\
 L_0 &= \text{Panjang mula-mula} \\
 L &= \text{Panjang setelah diberi gaya}
 \end{aligned}$$

*True strain* dapat dihitung secara bertahap (*increment strain*), dimana regangan dihitung pada kondisi dimensi benda saat itu (sebenarnya) dan bukan dihitung berdasarkan panjang awal dimensi benda. Persamaan regangan untuk *true strain* ( $\epsilon$ ) adalah:

$$\epsilon = \ln \left( \frac{L}{L_0} \right) \quad (3.4)$$

dengan:

$$\epsilon = \text{True strain}$$

### 3.2.3 Elastisitas dan Plastisitas

Jika sebuah material diberi beban dan mengalami regangan tetapi bila beban dihilangkan material tersebut kembali ke bentuk semula maka hal ini dikatakan elastis. *Elastisitas* ini berada di daerah elastis, sebelum titik luluh (*yield point*). Selama material masih berada di daerah elastis, jika beban dihilangkan maka material akan kembali ke bentuk semula.

Bila suatu material mengalami tegangan maka akan terjadi perubahan bentuk. Bila tegangan yang bekerja besarnya tidak melewati suatu batas tertentu (batas elastis) maka akan terjadi perubahan bentuk yang bersifat sementara. Perubahan bentuk akan hilang bersama dengan hilangnya tegangan. Tetapi, bila tegangan yang bekerja telah melampaui batas tersebut maka sebagian dari perubahan bentuk itu tetap ada walaupun tegangan dihilangkan. Sedangkan plastisitas adalah perubahan bentuk yang permanent tanpa mengakibatkan terjadinya kerusakan. Sifat ini sering disebut keuletan (*ductile*). Bahan yang mampu mengalami *deformasi plastis* adalah bahan yang mempunyai keuletan tinggi dan sebaliknya bahan yang tidak deformasi plastis berarti mempunyai keuletan rendah atau getas.

### 3.2.4 Deformasi

Deformasi atau perubahan bentuk terjadi apabila bahan dikenai gaya. Selama proses deformasi berlangsung, material menyerap energi sebagai akibat adanya gaya yang bekerja. Sebesar apapun gaya yang bekerja pada material, material akan mengalami perubahan bentuk dan dimensi. Perubahan bentuk secara fisik pada benda dibagi menjadi dua, yaitu deformasi plastis dan deformasi elastis. Penambahan beban pada bahan yang telah mengalami kekuatan tertinggi tidak dapat dilakukan, karena pada kondisi ini bahan telah mengalami deformasi total. Jika beban tetap diberikan maka regangan akan bertambah dimana material seakan menguat yang disebut dengan penguatan regangan (*strain hardening*) yang selanjutnya benda akan mengalami putus pada kekuatan patah [25].

Pada awal pembebanan akan terjadi deformasi elastis sampai pada kondisi tertentu, sehingga material akan mengalami deformasi plastis. Pada awal pembebanan di bawah kekuatan luluh, material akan kembali ke bentuk semula. Hal ini dikarenakan adanya sifat elastis pada bahan. Peningkatan beban melebihi kekuatan luluh (*yield point*) yang dimiliki plat akan mengakibatkan aliran deformasi plastis sehingga plat tidak akan kembali ke bentuk semula.

*Elastisitas* bahan sangat ditentukan oleh *modulus elastisitas*. *Modulus elastisitas* suatu bahan didapat dari hasil bagi antara tegangan dan regangan.

$$E = \frac{\sigma}{e} \dots\dots\dots(3.5)$$

dengan:

$E$  = Modulus elastisitas

$\sigma$  = Tegangan (MPa)

$e$  = Regangan

### 3.2.5 Yield Point (Batas Luluh)

Jika beban yang bekerja pada material diteruskan hingga diluar batas elastis akan terjadi perpanjangan atau perpendekan permanen secara tiba-tiba.

Ini disebut *yield point* atau batas luluh dimana regangan meningkat sekalipun tiada peningkatan tegangan (hanya terjadi pada baja lunak). Setelah melewati titik ini, material tidak akan kembali ke bentuk semula, atau material sedang berada dalam daerah plastis.

### 3.2.6 Kriteria *Von Mises*

Von mises (1913) menyatakan bahwa akan terjadi luluh bilamana invarian kedua deviator tegangan  $J_2$  melampaui harga kritis tertentu. Dengan kata lain luluh akan terjadi pada saat energi distorsi atau energi regangan geser dari material mencapai suatu nilai kritis tertentu. Secara sederhana dapat dikatakan bahwa energi distorsi adalah bagian dari energi regangan total per unit volume yang terlibat di dalam perubahan bentuk.

$$J_2 = k^2 \dots\dots\dots(3.6)$$

Dalam ilmu material dan teknik, kriteria luluh *von Mises* dapat juga diformulasikan dalam *von Mises stress* atau *equivalent tensile stress*,  $\sigma_v$ , nilai tegangan scalar dapat dihitung dari tensor tegangan. Dalam kasus ini, material dikatakan mulai luluh ketika tegangan *von Mises* mencapai nilai kritis yang diketahui sebagai *yield strength*. Tegangan *von Mises* digunakan untuk memprediksi tingkat keluluhan material terhadap kondisi pembebanan dari hasil pengujian tarik simple uniaksial.

### 3.3 Penentuan *von Mises* pada *Femoral Stem*

*Stem* memiliki berbagai macam desain yang berbeda dan setiap desain memiliki keunggulan dan kelemahan masing-masing, baik dari segi kekuatan, kemudahan dalam proses pemasangan pada pasien maupun dari segi material yang digunakan. Dalam penelitian ini akan mengevaluasi berbagai macam bentuk dan desain dari *femoral stem* yang sudah ada. Metode elemen hingga atau *finite element method* digunakan untuk menganalisa berbagai macam *stem* dengan bermacam perbedaan pada bentuk penampangnya/*cross section*. Perbandingan ditekankan pada perbedaan *von Mises stress* yang timbul dari masing-masing *stem*.

Variable dari penelitian ini adalah penampang melintang (*cross section*) pada bagian tengah dari *femoral stem* (*distal cross section*) dan bagian ujung (*proximal cross section*). Penentuan variable ini didasarkan karena pada area ini, terjadi distribusi tegangan dari tegangan normal sampai tegangan maksimum dari *femoral stem*. Bentuk dari *cross section* memberikan pengaruh bukan hanya pada *femoral stem* melainkan juga pada tulang dan sumsum tulang untuk menahan beban ketika *femoral stem* dipasang pada tulang femur [27]. Pengaruh dari geometri *cross section* di modelkan dalam model tiga dimensi secara sederhana. Pemodelan tiga dimensi sederhana sudah digunakan pada beberapa penelitian terakhir karena mekanisme dari pembebanan lebih mudah dimengerti.

Geometri dari masing-masing *cross section* disesuaikan dengan konstruksi dari tulang femur. Dalam penelitian ini terdapat 4 *cross section* yang berbeda, dan dipadukan dengan variasi material yang akan dianalisa. Material yang dipilih untuk dianalisa dipilih berdasarkan penggunaan material yang telah umum digunakan saat ini [5]. Dari variable *cross section* dan material dihasilkan 12 desain yang berbeda dan disimulasikan untuk mendapatkan nilai *von Mises* dari masing-masing desain.

### 3.4 Pendefinisian Masalah

Penggunaan *artificial hip joint* di Indonesia sampai saat ini masih menggunakan *artificial hip joint* yang masih di import dari luar negeri. Penggunaan implant dari luar negeri tentu masih menggunakan dimensi yang disesuaikan dengan geometri orang luar negeri. Adanya masalah tersebut memberikan pengertian bahwa di Indonesia memerlukan implant sejenis yang memiliki geometri sesuai dengan orang Indonesia pada umumnya. Pada penelitian ini akan mencoba memberikan solusi untuk masalah tersebut.

Untuk menghasilkan desain yang sesuai dengan geometri dan kebutuhan masyarakat Indonesia, maka dilakukan pengumpulan materi dengan diskusi dan tanya jawab dengan tim dokter spesialis ortopedi di RSO. Prof. dr. Soeharso Solo. Dari diskusi yang dilakukan menghasilkan desain *artificial hip joint* yang memiliki geometri sesuai dengan dimensi orang Indonesia. Namun dari segi

desain, harus melalui uji teknis baik simulasi maupun uji sebenarnya. Dalam penelitian ini akan dilakukan simulasi pada *femoral stem*. Analisa yang dilakukan pada *femoral stem* dilakukan untuk mengetahui distribusi tegangan *von Mises* yang terjadi. Material dikatakan gagal apabila tegangan *von Mises* melebihi nilai *yield strength* yang dimiliki material. Desain *femoral stem* dikatakan efektif jika mampu mendistribusikan tegangan dari *medial side* ke area *lateral side*. Sebagai acuan, maka hasil analisa dibandingkan dengan jurnal yang berisi tentang penelitian sejenis.

### **3.5 Pengaruh Desain Cross Section Terhadap Nilai von Mises**

Pengaruh penentuan desain *cross section* akan menentukan distribusi tegangan dari desain dan meminimalisir kerusakan atau kegagalan dari *femoral stem* baik pada saat pemasangan maupun kekuatan dari *femoral stem* itu sendiri. Geometri dari *cross section* juga akan berpengaruh pada kemampuan tulang femur menerima beban ketika stem telah tertanam di dalam tulang. Dalam penelitian ini akan diteliti pengaruh *cross section* pada bagian tengah (*distal cross-section*) dan ujung (*proximal cross-section*) dari *femoral stem*.

Penentuan titik-titik yang diukur pada model *femoral stem* dimaksudkan untuk mengetahui besarnya tegangan *von Mises* yang terdistribusi. Pada titik 1, besarnya nilai tegangan *von Mises* akan lebih besar karena area tersebut berada disekitar area pembebanan. Pada titik 2, akan diketahui seberapa efektif tegangan *von Mises* terdistribusi menyusuri area *medial side*. Pada titik 3 akan terlihat bahwa tegangan tidak tersebar ke bagian yang lain. Begitu pula pada titik 4, tegangan *von Mises* harus lebih kecil dari titik 1, sehingga akan diketahui bahwa tegangan *von Mises* tidak tersebar meluas di area *proximal cross-section*.

Dengan adanya variasi *cross-section* pada *femoral stem* sedikit banyak akan mempengaruhi besarnya tegangan *von Mises* yang terdistribusi ke area *proximal* dan *distal cross-section*. Penentuan desain *cross-section* pada penelitian ini di ambil dari berbagai macam model femoral stem yang sudah ada dipasaran, kemudian akan dibandingkan dengan femoral stem hasil rancangan bersama RS. Ortopedi Prof. dr. Soeharso Solo.