

## **Analisis Kinematis untuk Menentukan Dimensi *Transfemoral Prosthetic Tipe Four-Bar Linkage* dalam Fase Awal Siklus *Gait Cycle***

**\*Sugiyanto<sup>a</sup>, Biyan B.P<sup>a</sup>, Alhakim B.P<sup>a</sup>, Dwi Setyawan<sup>b</sup>, Rifky Ismail<sup>a</sup>**

<sup>a</sup>Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro  
Jl. Prof. Sudharto, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang, 50275

<sup>b</sup>Jurusan Ortotik Prostetik Politeknik Kesehatan Kementerian Kesehatan Surakarta  
Jl. Letjend Sutoyo, Mojosongo, Surakarta 57127

\*Email: [edt.sugiyanto@gmail.com](mailto:edt.sugiyanto@gmail.com)

### **Abstrak**

Produk kaki tiruan atas lutut atau sering disebut sebagai *above knee prosthesis* (AKP) yang memiliki sendi lutut tiruan berbasis kinerja mekanis masih didominasi oleh produk impor. Produk AKP domestik masih berkonsentrasi pada sistem sendi konvensional. Untuk pasar AKP dengan segmen menengah ke atas yang menghendaki fleksibilitas gerak, kenyamanan, fungsi kaki yang optimal dan kemudahan pengaturan, masyarakat Indonesia masih tergantung terhadap produk impor. Penelitian ini bertujuan untuk melakukan analisis kinematika pada suatu prototipe AKP yang difokuskan pada bagian *transfemoral prosthetic* dengan sendi mekanis untuk substitusi produk impor. Bagian *transfemoral prosthetic* pada prototipe AKP yang dibahas adalah jenis *four-bar linkage*. Analisis yang digunakan adalah hubungan antara dimensi *four-bar linkage* selama satu siklus *gait cycle* orang berjalan normal. Siklus *gait cycle* ini berpengaruh terhadap besarnya sudut yang terbentuk antara sumbu *knee ankle* (KA) dengan sumbu *trocenter knee* (TK). Sesuai dengan fungsi AKP, maka penting untuk mendapatkan data teknis tentang hubungan dimensi *four-bar linkage* pada *transfemoral prosthetic*. Hasil analisis gerak selama satu siklus *gait cycle* orang berjalan normal menunjukkan dimensi *four bar linkage* adalah  $a = 10$  mm,  $b = 34$  mm,  $c = 15$  mm,  $d = 30$  mm,  $e = 28$  mm dan  $f = 46$  mm.

**Kata kunci:** *Above Knee Prosthesis, Transfemoral Prosthetic, Gait Cycle, Kinematic*

### **1. Pendahuluan**

Kaki tiruan adalah alat bantu berjalan yang dibutuhkan penyandang disabilitas kaki akibat proses amputasi atau disabilitas bawaan sejak lahir. Pada kasus amputasi di atas lutut diperlukan mekanisme pergerakan sendi lutut buatan yang baik agar pengguna merasakan kenyamanan saat menggunakannya. Selain itu produk kaki tiruan diharapkan mampu menahan beban tubuh saat digunakan untuk berjalan. Produk kaki tiruan atas lutut atau sering disebut sebagai *above knee prosthesis* (AKP) yang memiliki sendi lutut tiruan berbasis kinerja mekanis yang memiliki fleksibilitas pengaturan tinggi masih didominasi oleh produk impor. Produk AKP domestik masih berkonsentrasi pada sistem sendi konvensional. Untuk pasar AKP dengan segmen menengah ke bawah, kaki tiruan produk domestik memiliki pasar yang masih berkembang, Untuk pasar AKP dengan segmen menengah ke atas yang menghendaki fleksibilitas gerak, kenyamanan, fungsi kaki yang optimal dan kemudahan pengaturan, masyarakat Indonesia masih tergantung terhadap produk impor.

Sejak Tahun 2013 Jurusan Teknik Mesin (JTM) UNDIP telah mengembangkan 4 jenis kaki tiruan, *above knee prosthesis* (AKP), untuk pasien dengan amputasi di atas lutut [1-4]. AKP jenis pertama didesain menggunakan batang tunggal dengan sendi penekuk hidrolik [1]. Jenis kedua didesain menggunakan batang tiga dengan sendi hidrolik [2]. Pada desain ketiga dan keempat, AKP menggunakan batang tunggal dengan sendi *four bar linkage* [3-4]. Desain yang ketiga dan keempat ini merupakan jenis desain yang dibahas dalam penelitian ini dengan menitikberatkan pada analisa kinematis *four bar linkage* yang mengalami perubahan posisi ketika melakukan gerak *gait cycle*.

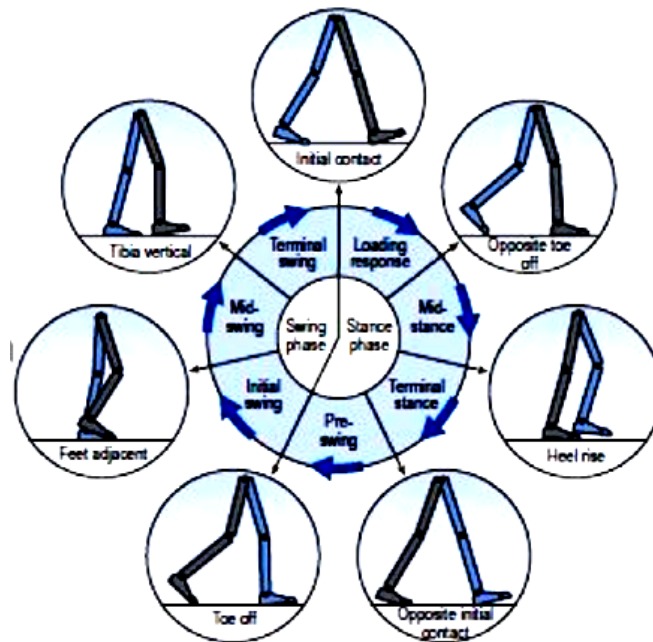
*Gait cycle* merupakan siklus gerakan manusia saat melakukan kegiatan berjalan. Siklus berjalan ini mempunyai 8 fase yaitu, *initial contact, loading respons, mid stance, terminal stance, pre-swing, initial swing, mid swing dan terminal swing*. Gambar 1 memperlihatkan pergerakan dari masing – masing fase *gait cycle* [5].

Ketika melakukan gerakan berjalan, satu kaki selalu bersentuhan dengan tanah sedangkan yang lain pada posisi berayun dan menekuk, disinilah kondisi *four bar linkage* mengalami pergerakan sesuai dengan dimensinya. Gambar 1 menunjukkan siklus pergerakan pada kaki. Masing-masing kaki terus berganti, mendukung berat badan untuk berayun dari belakang dan bersiap-siap untuk langkah berikutnya.

Hal ini menunjukkan betapa pentingnya fleksibilitas dan keseimbangan antara 2 kaki manusia. Jika salah satu kaki tidak fleksibel dalam bergerak dan tidak seimbang selama kegiatan berjalan akibat adanya perbedaan ketinggian atau kemampuan menahan beban maka proses berjalan menjadi terpicang [5].

Dalam kehidupan sehari-hari, selain berjalan normal, kaki memerlukan keleluasaan dan fleksibilitas untuk dapat diteukuk ketika melakukan gerakan dasar sehari-hari, yaitu: gerakan kaki menaiki tangga, gerakan duduk, jongkok,

duduk bersimpuh, duduk bersila, sujud, dll. Dengan demikian, fleksibilitas kaki menjadi aspek penting bagi pengguna saat menjalankan aktifitas sehari-hari.

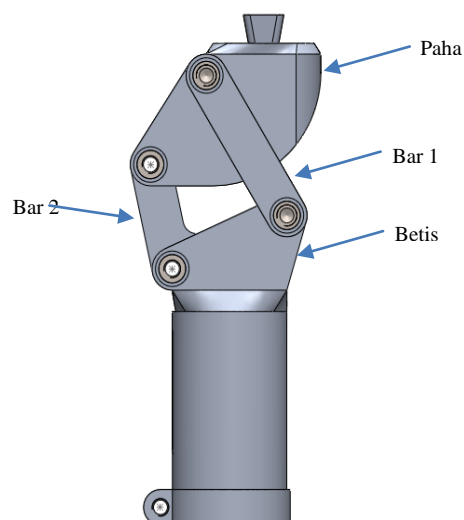


Gambar 1. Siklus berjalan (*gait cycle*) [5].

Pada pengguna AKP fleksibilitas menjadi faktor krusial. Kurangnya fleksibilitas pada level rendah akan mengurangi kenyamanan saat pengguna menggunakan kaki tiruan dan pada level tinggi akan membatasi gerakan pengguna. Misalnya saja pengguna tidak dapat duduk atau jongkok dengan sempurna karena kaki tiruan memiliki keterbatasan gerak. Dengan demikian analisa gerakan kaki tiruan menjadi penting pada suatu proses perancangan. Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan hubungan dimensi *four bar linkage* dengan gerakan yang bisa dilakukan pada suatu perancangan kaki tiruan.

## 2. Metode penelitian

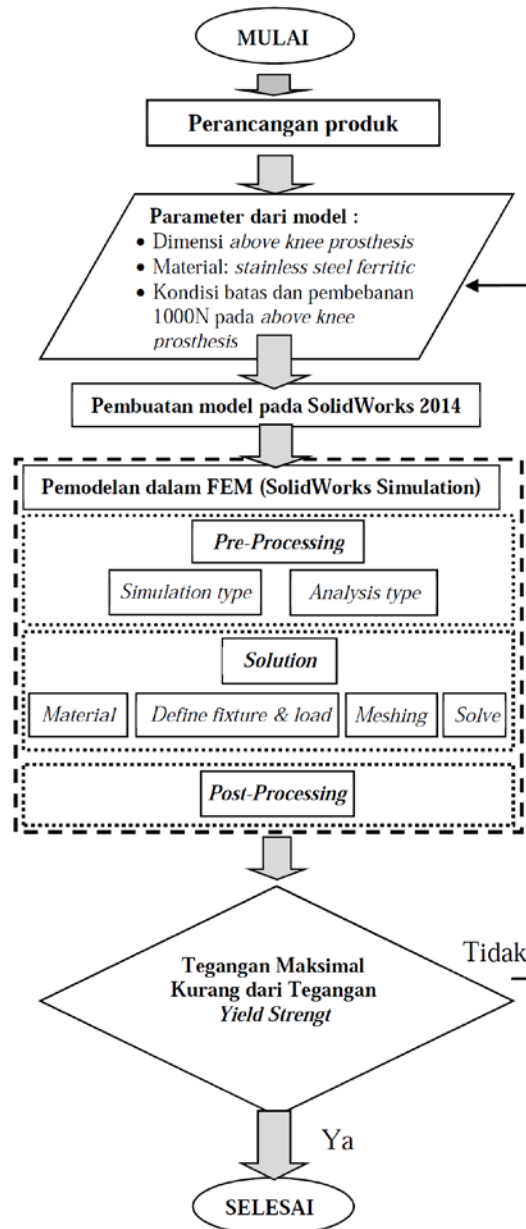
Secara umum penelitian ini terdiri dari dua tahap, yaitu proses pemodelan dan analisa gerakan yang keduanya dilakukan dengan bantuan software SolidWorks. Pada tahap pertama dilakukan perancangan produk protesis atas lutut (AKP). Mekanisme sendi AKP yang digunakan adalah *four bar linkage*. Pada tahap kedua, desain model 3D tersebut dilakukan analisa gerakan untuk mendapatkan dimensi *four bar linkage*. Gambar 2 menunjukkan model desain ketiga sendi mekanis AKP JTM UNDIP.



Gambar 2. Pemodelan CAD *above knee prosthetic* UNDIP jenis 3

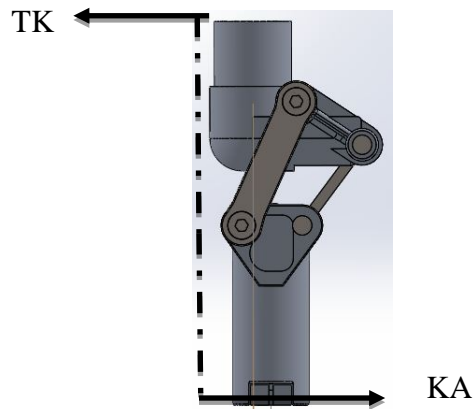
Secara umum, diagram alir penelitian pada paper ini diperlihatkan pada Gambar 3. Tahap pertama perancangan produk memperlihatkan bahwa dimensi telah ditetapkan berdasarkan pengukuran dimensi terhadap produk AKP yang telah dijual di pasar dan observasi terhadap pasien pengguna AKP. Sendi pada AKP dimodelkan secara 3D dengan memperhatikan aspek biomekanik pada sendi lutut manusia.

Material yang digunakan dalam pemodelan ini adalah stainless steel *ferritic* yang memiliki nilai modulus elastisitas  $E = 200 \text{ GPa}$ , *Poisson's ratio*  $\nu = 0.28$ , dan *yield strength*  $\sigma_y = 172 \text{ MPa}$ .



Gambar 3. Diagram Alir Metode Penelitian

Model 3D sendi AKP tersebut kemudian dilakukan proses *meshing* dan constrain pada penyangga bawah seperti diperlihatkan Gambar 2. Model 3D disimulasikan beban saat lutut bergerak pada posisi  $0^\circ$  sampai  $27^\circ$  sesuai dengan pergerakan sendi saat berjalan (*initial contact-loading response*). Sudut yang dimaksud adalah sudut yang terbentuk antara sumbu *knee ankle* (KA) dengan sumbu *trochanter knee* (TK) akibat pergerakan batang 2.



Gambar 4. Sudut antara *trochanter knee* dan *knee ankle*

### 3. Hasil dan pembahasan

Fase *intial contact* adalah fase dimana posisi garis *trochencter knee* dan *knee ankle* kaki manusia membentuk sudut  $5^\circ$ . Gambar 5 menunjukkan posisi kaki saat fase *intial contact*. Pada fase ini kaki belum menopang sepenuhnya beban tubuh.



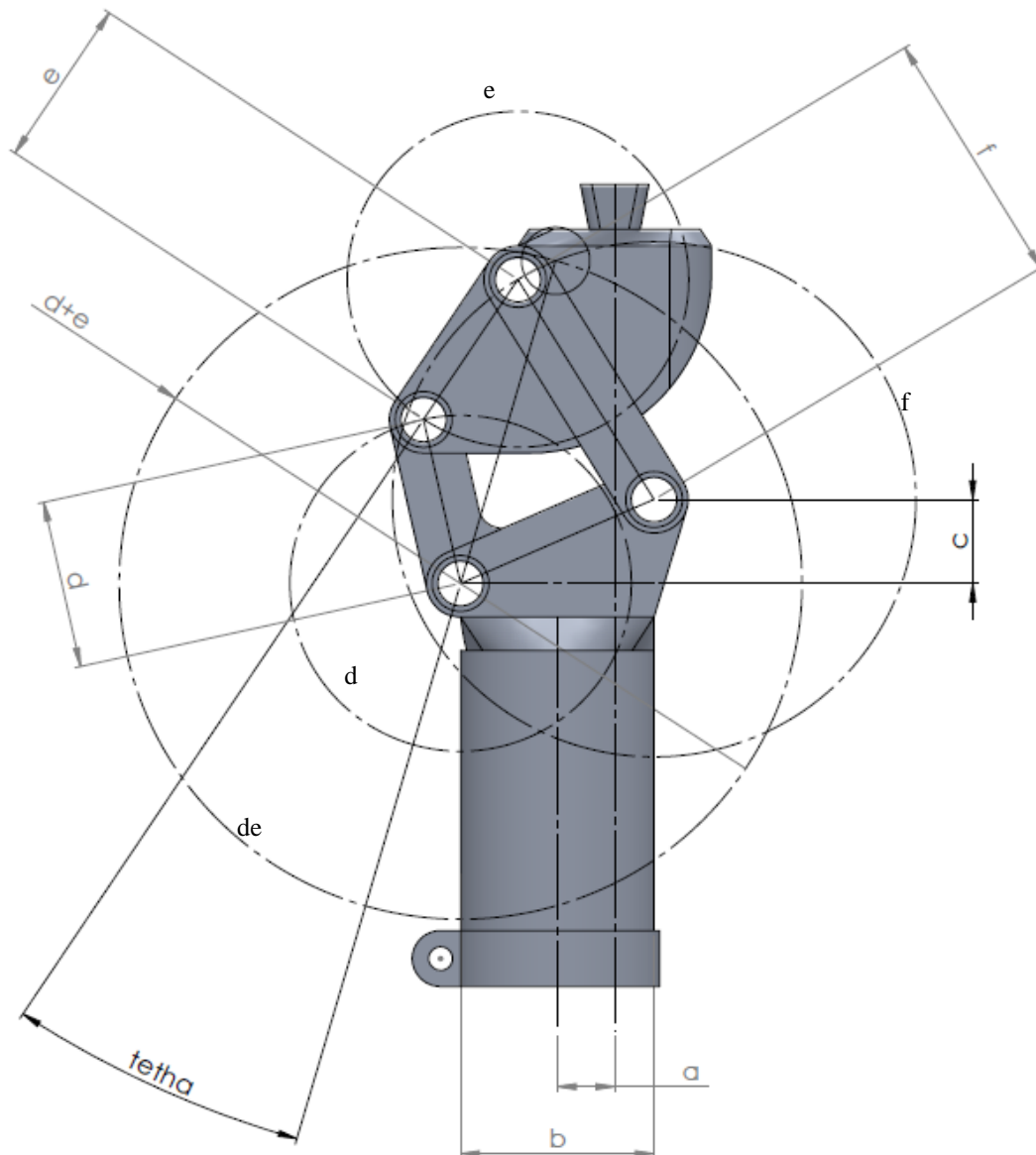
Gambar 5. Posisi kaki saat fase *intial contact* [5].

Fase berikutnya adalah fase *loading respons* dimana pada fase ini posisi garis *trochencter knee* dan *knee ankle* kaki manusia membentuk sudut  $15^\circ$  sebagaimana terlihat pada Gambar 6. Pada fase ini kaki menopang berat tubuh sepenuhnya.



Gambar 6. Posisi kaki saat fase *loading respons* [5].

Berdasarkan gerakan kaki tersebut, selanjutnya disimulasikan hubungan dimensi *four bar linkage* selama satu siklus gait cycle. Gambar 7 menunjukkan lintasan gerak *four bar linkage*.



**Gambar 7.** Lintasan gerak *four bar linkage*

Keterangan Gambar 7.

- a = jarak antara TKA (*trochanter knee ankle*) dengan *knee axis* besarnya adalah 10-15 mm. Jarak ini ditentukan berdasarkan static alignment untuk *above knee prosthesis*.
- b = diameter luar komponen betis, besarnya adalah 34 mm dan diameter dalam 30 mm. Dimensi ini disesuaikan dengan diameter pipa betis yang terdapat di pasaran yaitu 30 mm. Hal ini bertujuan agar produk prototipe 5 mempunyai sifat mampu tukar.
- c = tinggi antara pin f dengan pin d. Ketinggian pin akan divariasikan dari 10-15 mm. Ketika ketinggian pin semakin besar maka prostesis akan cenderung ekstensi, hal ini mempengaruhi sistem kestabilan prostesis saat digunakan untuk berdiri.
- d = batang 2, panjangnya adalah 30 mm. Batang 2 bergerak membentuk lintasan polar d.
- e = dianalogikan sebagai batang 3. Batang 3 bergerak relatif terhadap batang 1 membentuk lintasan polar e. Lintasan polar e dan lintasan polar d akan berpotongan, titik perpotongan akan menjadi letak pin d'. Panjang batang 3 akan divariasikan dari 30-23 mm.
- f = batang 1. Batang 1 bergerak membentuk lintasan polar f.
- $\theta$  = Sudut yang dibentuk oleh batang 3 ketika titik mati. Besar sudut yang dibentuk harus  $\geq 15^\circ$ . Titik mati ini disesuaikan gerakan lutut saat kaki fleksi pada fase *loading response* yang besarnya  $15^\circ$ . Titik mati terjadi pada saat batang 2 dan batang 3 sejajar. Pada saat batang 2 dan batang 3 sejajar akan membentuk lintasan polar d+e yang akan berpotongan dengan lintasan polar f. Titik perpotongan tersebut merupakan titik mati. Untuk mengukur besarnya titik mati maka ditarik garis antara titik perpotongan tersebut dengan pin d, kemudian diukur sudutnya terhadap batang 3 (e).

Untuk mendapatkan dimensi prosthesis yang optimal, dimensi tinggi  $c$  divariasikan 15-10 mm dan panjang  $e$  divariasikan 30-25 mm dengan variabel tetap sebagai berikut:  
 $a = 10 \text{ mm}$ ,  $b = 10 \text{ mm}$ ,  $d = 30 \text{ mm}$ ,  $f = 46$  dan  $\theta \rightarrow 15^\circ$

**Tabel 1.** Variasi Dimensi Prosthesis

	e = 30	e = 29	e = 28	e = 27	e = 26	e = 25	e = 24	e = 23
<b>c = 10 mm</b>	<b>A1</b>	<b>A2</b>	<b>A3</b>	<b>A4</b>	<b>A5</b>	<b>A6</b>	<b>A7</b>	<b>A8</b>
a	10	10	10	10	10	10	10	10
b	34	34	34	34	34	34	34	34
d	30	30	30	30	30	30	30	30
f	46	46	46	46	46	46	46	46
$\theta$	20,88°	21,27°	21,47°	21,45°	21,17°	20,56°	19,53°	17,89°
<b>c = 11 mm</b>	<b>B1</b>	<b>B2</b>	<b>B3</b>	<b>B4</b>	<b>B5</b>	<b>B6</b>	<b>B7</b>	
a	10	10	10	10	10	10	10	
b	34	34	34	34	34	34	34	
d	30	30	30	30	30	30	30	
f	46	46	46	46	46	46	46	
$\theta$	20,48°	20,69°	20,69°	20,43°	19,86°	18,88°	17,32°	
<b>c = 12 mm</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>		
a	10	10	10	10	10	10		
b	34	34	34	34	34	34		
d	30	30	30	30	30	30		
f	46	46	46	46	46	46		
$\theta$	19,96°	19,97°	19,74°	19,2°	18,27°	16,78°		
<b>c = 13 mm</b>	<b>D1</b>	<b>D2</b>	<b>D3</b>	<b>D4</b>	<b>D5</b>			
a	10	10	10	10	10			
b	34	34	34	34	34			
d	30	30	30	30	30			
f	46	46	46	46	46			
$\theta$	19,3°	19,09°	18,59°	17,7°	16,27°			
<b>c = 14 mm</b>	<b>E1</b>	<b>E2</b>	<b>E3</b>	<b>E4</b>				
a	10	10	10	10				
b	34	34	34	34				
d	30	30	30	30				
f	46	46	46	46				
$\theta$	18,48°	18°	17,16°	15,79°				
<b>c = 15 mm</b>	<b>F1</b>	<b>F2</b>	<b>F3</b>					
a	10	10	10					
b	34	34	34					
d	30	30	30					
f	46	46	46					
$\theta$	17,45°	16,65°	15,34°					

Dari sejumlah hasil simulasi gerak, menunjukkan bahwa gerakan *four bar linkage* sesuai dengan kondisi *gait cycle* orang berjalan normal bila sudut  $\theta$  mendekati harga  $15^\circ$ , dengan demikian dimensi *four bar linkage* yang digunakan pada prototipe AKP adalah  $a = 10 \text{ mm}$ ,  $b = 34 \text{ mm}$ ,  $c = 15 \text{ mm}$ ,  $d = 30 \text{ mm}$ ,  $e = 28 \text{ mm}$  dan  $f = 46 \text{ mm}$ .

#### 4. Kesimpulan

Penelitian ini merupakan tahap awal penelitian mengenai perancangan dan simulasi gerak pada desain ketiga AKP JTM UNDIP untuk *gait cycle* orang berjalan normal. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa dimensi *four bar linkage* sesuai dengan *gait cycle* orang berjalan normal adalah  $a = 10 \text{ mm}$ ,  $b = 34 \text{ mm}$ ,  $c = 15 \text{ mm}$ ,  $d = 30 \text{ mm}$ ,  $e = 28 \text{ mm}$  dan  $f = 46 \text{ mm}$ . Meskipun demikian penelitian ini akan dikembangkan lebih lanjut untuk mendapatkan dimensi *four bar linkage* dengan mempertimbangkan tegangan yang terjadi akibat pembebanan statik maupun dinamik.

### Referensi

- [1] A.R. Ismawan, Perancangan dan Analisa *Above Knee Prosthetic* untuk Pasien Amputasi Kaki di Atas Lutut dengan Desain Fleksibel dan Ergonomis, Jurusan Teknik Mesin UNDIP, Tugas Akhir S-1 UNDIP, 2013.
- [2] D. Bactiar, Rancang Bangun Biomekanisme pada Sendi Prostesa untuk Pasien Amputasi Atas Lutut dengan Desain Ergonomis dan Fleksibel, Jurusan Teknik Mesin UNDIP, Thesis S-2, UNDIP, 2014.
- [3] A. Fauzilhaq, O.G. Keloko, Proses Perancangan dan Pembuatan *Above Knee Prosthetic*, Jurusan Teknik Mesin UNDIP, Tugas Perancangan, UNDIP, 2014.
- [4] M. Dzulfikar, Analisa *Gait Cycle* dan Beban Statis Produk Kaki Tiruan Atas Lutut (*Above Knee Prosthetic*) Menggunakan Metode Elemen Hingga, Jurusan Teknik Mesin UNDIP, Jurnal Momentum, accepted, 2015.
- [5] M.W Whittle, *Gait Analysis an Introduction*, 4<sup>th</sup> Ed., Butterworth Heinemann Elsevier, Philadelphia, USA. 2007.