

## FASE STANCE DAN FASE SWING PADA PENGGUNA KAKI PROSTHETIK BAWAH LUTUT BERDASARKAN ANALISIS GAIT

Lobes Herdiman<sup>1\*</sup>, Ilham Priadythama<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Jurusan Teknik Industri, Fakultas Teknik, Universitas Sebelas Maret Surakarta  
Jl. Ir. Sutami No. 36A Kentingan Jebres, Surakarta.

\*Email: lobesh@gmail.com

### Abstrak

*Kecepatan gait akan membentuk waktu yang berbeda selama fase stance dan fase swing. Kedua fase ini sangat mempengaruhi kestabilan berjalan bagi seorang amputee transtibial. Tujuan penelitian ini adalah membandingkan kestabilan berjalan dalam memakai kaki prosthetik yang ditunjukkan selama fase stance dan fase swing, dan tanpa ankle joint. Penelitian ini menggunakan metode cross over design, data diperoleh dari 14 subjek laki-laki untuk kasus amputasi bawah lutut dan melalui pengukuran anthropometri. Kecepatan berjalan untuk bidang frontal direkam dengan 1 unit kamera Canon EOS 1100D DSLR dan bidang sagital direkam dengan 1 unit handycam kamera JVC Everio GZ-MG760. Analisis gait dilakukan pada kecepatan gerak pada saat berjalan yang dihitung fase per frame. Penelitian ini, mengkaji perlakuan pada kelompok dan periode pengujian untuk tanpa atau dengan ankle joint pada kaki prosthetik. Perbandingan dilakukan dengan uji beda ( $p < 0,05$ ), setelah dilakukan uji normalitas ( $p > 0,05$ ) dan uji homogenitas ( $p > 0,05$ ). Hasilnya menunjukkan bahwa fase stance, ankle joint ( $1,85 \pm 0,34$ ) menit dan tanpa ankle joint ( $2,53 \pm 0,49$ ) menit dengan  $p = 0,0001$ . Fase swing, ankle joint ( $1,23 \pm 0,22$ ) menit, tanpa ankle joint ( $1,69 \pm 0,32$ ) menit dengan  $p = 0,0001$ . Penggunaan ankle joint pada kaki prosthetik yang dipakai sewaktu amputee berjalan menunjukkan hasil yang lebih stabil dan efisien.*

**Kata kunci:** *amputee transtibial, analisis gait, fase stance, fase swing, prosthetik bawah lutut*

### 1. PENDAHULUAN

Manusia dalam menunjang semua aktivitas kehidupan sehari-hari memerlukan sepasang kaki dan tangan yang berfungsi sebagai alat gerak. Kaki merupakan salah satu alat gerak yang membantu proses perpindahan dari satu tempat ke tempat lain. Kaki menjadikan seseorang dapat bergerak untuk melakukan berbagai aktivitas tanpa adanya suatu hambatan yang berarti, baik untuk berjalan, berolahraga, bekerja, mengendarai kendaraan bermotor dan berbagai aktivitas lainnya. Fungsi kaki selain sebagai alat gerak dapat memberi bentuk tubuh, penopang beban tubuh bagian atas agar dapat berdiri dengan tegak dan menjaga keseimbangan tubuh sewaktu berjalan melalui koordinasi gerak dari kedua kaki (Young, 2010).

Hilangnya salah satu atau keduanya dari anggota alat gerak bawah akibat trauma amputasi dari suatu kejadian kecelakaan yang menyebabkan menurunnya kemampuan seseorang untuk melakukan suatu aktivitas. Amputasi anggota gerak bawah ini lebih 65% akibat amputasi trauma dengan kebanyakan korbannya mulai berusia 15 tahun, sebagian besar amputasi ini adalah laki-laki yang dapat mencapai 80% dibanding perempuan 75% dari 187 kasus per Januari 2013 di Kota Surakarta (Data Kecelakaan Lalu-Lintas, 2013) dan penyebab lain terutama akibat kecelakaan kerja. Kejadian amputasi pada kelompok usia muda lebih banyak disebabkan trauma kecelakaan, kelompok anak-anak akibat amputasi kongenital karena tumor ganas dan kelompok usia di atas 40 tahun lebih banyak disebabkan penyakit diabetes millitus atau keracunan nikotin pada darah.

Gerakan berjalan merupakan gerakan dengan koordinasi tinggi yang dikendalikan oleh susunan saraf pusat yang melibatkan sistem yang kompleks (Lederman, 2005). Sewaktu berjalan memerlukan keseimbangan yang disebut sebagai kemampuan untuk mempertahankan pusat tubuh massa atas berat tubuh (Shumway dan Woolacott, 2001). Sebuah sistem keseimbangan yang berfungsi memungkinkan manusia untuk melihat dengan jelas saat bergerak, mengidentifikasi orientasi dari lingkungan sekitarnya terhadap gravitasi, menentukan arah dan kecepatan gerakan, dan membuat penyesuaian postur tubuh secara otomatis untuk menjaga posisi tubuh dan stabilitas gerakan di berbagai kondisi dan kegiatan (Watson dan Black, 2008).

Berjalan adalah cara yang paling nyaman untuk perjalanan jarak pendek. Mobilitas sendi bebas dan kekuatan otot seiring dengan meningkat efisiensi berjalan (Bogey dan Massagli, 2014). *Gait* dapat diartikan sebagai pola atau ragam berjalan di mana berjalan berpindah tempat dan mengandung pertimbangan yang detail dan rinci yang terkait dengan sendi dan otot (Whittle, 2007). Sewaktu tubuh bergerak ke depan, salah satu anggota tubuh lainnya memberikan dukungan dalam persiapan yang berperan sebagaimana tungkai kaki memberikan dukungan tubuh tersebut. Siklus *gait* (GC) dalam bentuk yang paling sederhana terdiri dari fase menapak (fase *stance*) dan fase mengayun (fase *swing*).

Fase berjalan dibagi menjadi 3 bagian yang meliputi (1) *initial double stance* (kedua kaki menyentuh lantai) yang berlangsung singkat, (2) *single limb stance*, dan (3) *terminal double limb stance*. Fase *double support* ini akan semakin singkat waktunya jika kecepatan jalan bertambah, bahkan pada aktivitas berlari fase *double support* ini sama sekali hilang, dan justru terjadi fase di mana kedua kaki tidak menginjak permukaan. Fase menapak (60%) dimulai dari *heel strike* atau *heel on*, *foot flat*, *mid stance*, *heel off* dan diakhiri dengan *toe off* atau *ball off*. Fase *gait* pertama yang terdiri 0% - 10% dari GC, terjadi selama *initial double stance* (kedua kaki menyentuh lantai). Fase ini meliputi kontak awal dan respon beban. Kontak awal disebut sebagai *toe off*. Gerak sendi selama fase ini memungkinkan transfer berat tubuh ke kaki sampai fase *stance* selanjutnya, sementara terjadi pengurangan redaman pada otot, menjaga kecepatan *gait*, dan menjaga stabilitas. Sedangkan fase mengayun (40%) dimulai dari *toe off*, *swing* dan diakhir dengan *heel strike*.

Perry (1992) mengklasifikasikan fase jalan ini secara fungsional, yang terbagi atas fase menapak (*initial contact*, *loading response*, *midstance*, *terminal stance* dan *preswing*) dan fase mengayun (*initial swing*, *midswing* dan *terminal swing*). Tungkai kaki mengalami kontra lateral pada *single limb stance* dengan anggota tubuh *ipsilateral* untuk mendukung berat tubuh di sagital dan koronal. Paruh pertama dari fase *single support* disebut fase pertengahan yang mencakup 10% - 30% dari GC, yang terlibat dengan perkembangan pusat massa tubuh atas dukungan kaki. Tren ini terus berlanjut melalui *terminal double limb stance* untuk selanjutnya 30% - 50% dari GC. Fase ini meliputi kenaikan *heel on* dan berakhir dengan kontra lateral pada *foot flat*.

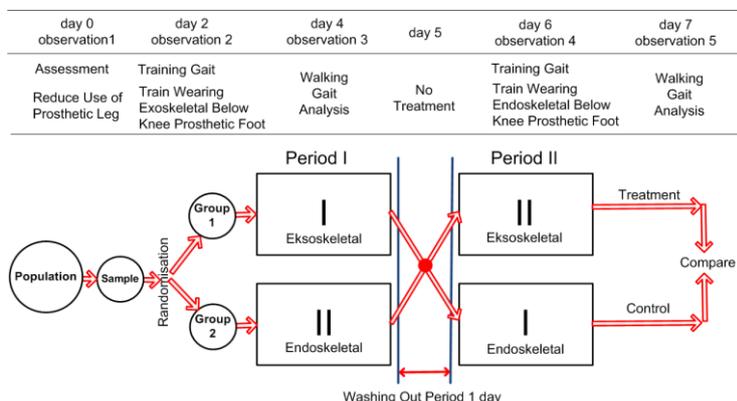
Percepatan *gait* mengacu pada kecepatan *gait* yang menentukan waktu yang dicapai dalam satu siklus *gait*. Kecepatan *gait* akan membentuk waktu yang berbeda sewaktu fase *stance* dan fase *swing*. *Amputee* memakai kaki prostetik dengan sekitar 68% - 88% atau setidaknya 7 jam sehari untuk membantu mobilitas dan melakukan kegiatan sehari-hari (Gailey, 2008). Kaki prostetik terdiri bagian yang kontak dengan *stump* kaki, dan bagian yang berhubungan langsung pada permukaan lantai. Kedua bagian ini memberikan dukungan sewaktu berjalan dengan cara memberikan redaman getaran dan menyimpan energi pada fase *foot flat* yang dihantarkan melalui berat tubuh yang diterima telapak kaki dengan memberikan bidang kontak yang luas pada permukaan lantai. Energi ini akan dilepaskan kembali pada saat kaki melakukan fase *initial swing* sampai fase *terminal swing*, sehingga meningkatkan stabilitas berjalan dari fase ke fase berikutnya.

Selama siklus *gait* pada fase *stance* di mana kaki prostetik memerlukan waktu lebih pendek dibandingkan kaki normal (utuh). Fase *swing* untuk kaki prostetik memerlukan waktu lebih lama. Sehingga, fase *double support* memerlukan waktu lebih lama sewaktu kaki prostetik terjadi fase *stance* dan waktu yang lebih pendek pada kaki normal (utuh) sewaktu terjadi fase *stance*. Kedua fase ini sangat mempengaruhi kestabilan *amputee* berjalan dan hal ini belum pernah dilakukan evaluasi. Tujuan penelitian ini adalah membandingkan kestabilan *amputee* berjalan selama fase *stance* dan fase *swing* saat memakai kaki prostetik, tanpa dengan *ankle joint*. Akhir dari penelitian ini memberikan rekomendasi bagi *amputee* untuk mengurangi kebiasaan buruk selama berjalan sebagai bentuk dari kompensasi atas keterbatasan fisik.

## 2. METODOLOGI

Penelitian ini menggunakan metode *cross over design* dalam pengujian pada subjek dengan pemberian waktu *washing periode* selama 1 hari. Jumlah sampel sebanyak 14 laki-laki untuk kasus amputasi bawah lutut yang dibagi dalam dua kelompok untuk Periode I dan Periode II. Kelompok I sebanyak 7 subjek yang pada awalnya menggunakan kaki prostetik tanpa pergelangan kaki dengan kaki prostetik eksoskeletal kemudian menggunakan kaki prostetik endoskeletal dengan pergelangan kaki. Kelompok II sebanyak 7 subjek yang pada awalnya menggunakan kaki prosthe-

tik endoskeletal dengan pergelasan kaki kemudian menggunakan kaki prosthetik tanpa pergelasan kaki dengan kaki prosthetik eksoskeletal (Gambar 1). Subjek adalah amputasi bawah lutut dengan ukuran *stump* kaki pendek (> 20%) sebanyak 3 subjek, ukuran *stump* kaki medium (20% - 50%) sebanyak 9 subjek, dan ukuran *stump* kaki panjang (> 50%) sebanyak 2 subjek. Pengukuran anthropometri meliputi umur, tinggi badan, berat badan, indeks masa tubuh (IMT), pengalaman memakai kaki prosthetik, tinggi kaki prosthetik, dan berat kaki prosthetik.



**Gambar 1. Metode *cross over design* dalam pengujian pemakaian kaki prosthetik**

Kecepatan berjalan untuk bidang *frontal* direkam dengan 1 unit kamera Canon EOS 1100D DSLR dengan lensa Canon EF-S 55-250 mm dengan *range shutter speed* yang dapat merekam diatas 1/4000 detik. Pada bidang *sagital* direkam dengan 1 unit kamera *handycam* JVC Everio GZ-MG760 dengan video *pixel* 0.68MP resolusi 640x480. Amputee berjalan dengan kecepatan (1,2±0,3) m/s atau (4,32±1,08) km/jam sejauh 80 meter Analisis *gait* dilakukan pada kecepatan gerak yang dihitung berdasarkan rerata dari 8 siklus *gait* dari fase per *frame*.

**3. HASIL DAN PEMBAHASAN**

Penelitian ini menggunakan sampel sebanyak 14 subjek yang dibagi 2 grup dan setiap grup terdiri 7 subjek. Karakteristik *amputee transtibial* dengan *amputee* kaki kanan sebanyak 11 subjek dan *amputee* kaki kiri sebanyak 3 subjek. Umur dan tinggi badan pada sampel sudah dapat mewakili untuk kelompok usia produktif dengan tinggi badan yang ideal ditunjukkan oleh rentangan indeks masa tubuh (IMT). Estimasi berat badan untuk kasus *transtibial* atau bawah lutut dengan persamaan, yaitu:

$$W_e = \frac{\text{Berat Badan tanpa Kaki Prosthetik}}{(1 - \% \text{ Berat Amputasi})} \dots\dots\dots (1)$$

Pengalaman memakai kaki prosthetik 1 sampai 20 tahun sudah memenuhi syarat dalam pengujian. Tinggi kaki prosthetik diukur dari panjang lutut sampai telapak kaki pada kaki normal (utuh) dalam posisi *amputee* duduk. Tinggi kaki prosthetik bawah lutut dirancang pada persentil 5 dengan rentangan 40 cm – 48 cm. Tinggi kaki prosthetik ukuran panjang *stump* ≤ 20% setinggi 44 cm, ukuran *stump* kaki medium (20% - 50%) setinggi 41 cm dan ukuran *stump* kaki panjang (> 51%) setinggi 45 cm, yang dapat dijelaskan pada Tabel 1.

**Tabel 1. Data Anthropometri Amputee Transtibial (n = 14)**

Parameter	Rerata	Simpang Baku	Rentangan	
			Min	Maks
Umur (thn)	27,50	7,37	19	41
Tinggi badan (cm)	163,71	7,63	145	176
Estimasi berat badan (cm)	66,02	7,78	57	86
Indeks masa tubuh (kg/m <sup>2</sup> )	20,19	1,62	19	24
Pengalaman memakai (thn)	8,14	6,48	1	20

Tinggi kaki prosthetik (cm)	45,11	2,71	40	48
Berat kaki prosthetik (kg)				
a. Eksoskeletal	1,86	0,27	1	2
b. Endoskeletal	1,65	0,13	1	2

Pengujian antar kelompok perlakuan melalui tahapan uji statistik dari komparabilitas, efek periode, efek residu, dan efek perlakuan. Komparabilitas dilakukan pada Periode I sebelum dilaksanakan pengujian pada subjek. Efek periode dilakukan pada antar kelompok dengan membandingkan selisih pada Periode I dan Periode II, dan efek residu dilakukan pada antar kelompok dengan membandingkan jumlah pada Periode I dan Periode II. Setiap tahapan pengujian dilakukan uji *Shapiro-Wilk* ( $n < 30$ ) yang menyatakan bahwa data kedua kelompok berdistribusi normal ( $p > 0,05$ ) dan uji *Levene's test* menunjukkan data kedua kelompok homogen ( $p > 0,05$ ). Selanjutnya, uji *t-independent test* pada fase *stance* untuk mengetahui perbedaan antar kelompok perlakuan pada Periode I dan Periode II, yang hasilnya dijelaskan pada Tabel 2.

**Tabel 2. Uji Statistik Pada Fase *Stance* ( $n = 7$ )**

Fase <i>Stance</i>	Klp	$n$	Rerata	Simpang Baku	Beda Rerata	Nilai $t$	Nilai $p$
Komparabilitas	I	7	0,0407	0,01097	-0,0029	-0,676	0,524
	II	7	0,0436	0,00416			
Efek Periode	I	7	0,0116	0,00840	0,0005	0,240	0,818
	II	7	0,0111	0,00590			
Efek Residu	I	7	0,0699	0,01517	-0,0061	-0,792	0,459
	II	7	0,0760	0,00798			

Hasilnya diperoleh tidak ada perbedaan bermakna ( $p > 0,05$ ) yang artinya fase *stance* pada kelompok yang menggunakan kaki prosthetik eksoskeletal dan kelompok yang menggunakan kaki prosthetik endoskeletal adalah sama, maka kenaikan fase *stance* disebabkan perbedaan perlakuan. Uji *t-independent test* pada fase *swing* untuk mengetahui perbedaan antar kelompok perlakuan pada Periode I dan Periode II, yang hasilnya dapat dijelaskan pada Tabel 3.

**Tabel 3. Uji Statistik Pada Fase *Swing* ( $n = 7$ )**

Fase <i>Swing</i>	Klp	$n$	Rerata	Simpang Baku	Beda Rerata	Nilai $t$	Nilai $p$
Komparabilitas	I	7	0,0271	0,0073	-0,002	-0,716	0,501
	II	7	0,0291	0,0026			
Efek Periode	I	7	0,0079	0,0056	0,0003	0,253	0,808
	II	7	0,0076	0,0039			
Efek Residu	I	7	0,0467	0,0101	-0,004	-0,777	0,466
	II	7	0,0507	0,0053			

Hasilnya diperoleh tidak ada perbedaan bermakna ( $p > 0,05$ ) yang artinya fase *swing* pada kelompok yang menggunakan kaki prosthetik eksoskeletal dan kelompok yang menggunakan kaki prosthetik endoskeletal adalah sama, maka kenaikan fase *swing* disebabkan perbedaan perlakuan.

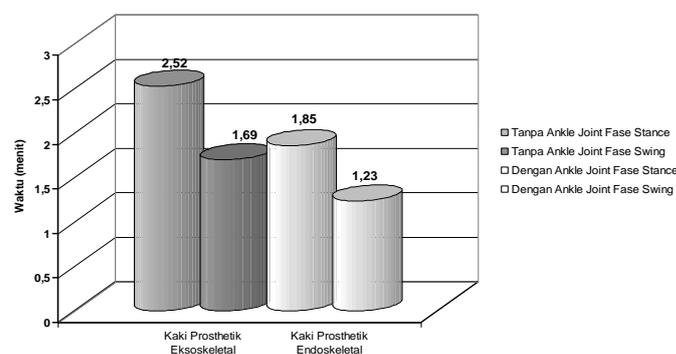
Efek perlakuan yang sebelumnya diuji *Shapiro-Wilk* ( $n < 30$ ) yang menyatakan semua data berdistribusi normal ( $p > 0,05$ ) dan uji *Levene's test* menunjukkan semua data homogen ( $p > 0,05$ ). Selanjutnya, uji *pair-t test* untuk mengetahui perbedaan dari Periode I dan Periode II yang hasilnya dapat dijelaskan pada Tabel 4.

**Tabel 4. Uji Perlakuan Pada Fase *Stance* dan Fase *Swing***

Variabel	Perlakuan	Periode	$n$	Rerata	Simpang Baku	Beda Rerata	Nilai $t$	Nilai $p$
----------	-----------	---------	-----	--------	--------------	-------------	-----------	-----------

Fase <i>stance</i>	Tanpa <i>ankle joint</i>	I	14	2,53	0,49	0,68	6,089	0,0001
	Dengan <i>ankle joint</i>	II	14	1,85	0,34			
Fase <i>swing</i>	Tanpa <i>ankle joint</i>	I	14	1,69	0,32	0,46	6,089	0,0001
	Dengan <i>ankle joint</i>	II	14	1,23	0,22			

Hasilnya menunjukkan bahwa  $p < 0,05$ , artinya waktu fase *stance* dan fase *swing* pada Periode I berbeda bermakna dengan Periode II. Kaki prosthetik bawah lutut dengan pergelangan kaki pada kaki prosthetik endoskeletal yang mempunyai kemampuan multi *axis* energi *store-return* sebagai artikulasi aktif dapat meningkatkan kestabilan sewaktu *amputee* berjalan.



**Gambar 2. Perbedaan Tanpa dan Dengan Pergelangan Kaki**

Kaki prosthetik eksoskeletal tanpa pergelangan kaki pada fase *stance* dan fase *swing* di mana kaki menumpu lebih lama disebabkan berat tubuh lebih banyak di kaki normal (utuh), sebaliknya kaki prosthetik endoskeletal dengan pergelangan kaki fase *stance* dan fase *swing* waktu lebih pendek yang disebabkan sewaktu *amputee* berjalan mulai dapat menstabilkan antara kaki prosthetik dan kaki normal. Pergelangan kaki multi *axis* energi *store-return* pada kaki prosthetik endoskeletal sudah menunjukkan kemampuannya sesuai tahapan perancangan teknologi yang diterapkan.

#### 4. KESIMPULAN

Hasil dari analisis *gait* bahwa kaki prosthetik bawah lutut tipe endoskeletal yang menggunakan pergelangan kaki multi *axis* energi *store-return* dapat meningkatkan kestabilan sewaktu *amputee* berjalan. Pergelangan kaki dapat memberikan redaman yang mengubahnya menjadi energi yang disimpan dan dilepaskan pada saat fase *swing*. Teknologi multi *axis* energi *store-return* dapat membantu *amputee transtibial* dalam berjalan secara efisien.

#### DAFTAR PUSTAKA

- Bogey, R. dan Massagli, T.L., 2014, *Gait Analysis*, Updated: Apr 29, 2014, <http://www.emedicine.medscape.com/article/320160-overview#showall> diakses tgl 12 Maret 2014.
- Gailey, R., 2008, *Secondary Conditions Related to Prosthetic Users and Ten Steps to Reduce the Risk of Injury*. InMotion Magazine, Volume 18 • Issue5 • July/August. [http://www.amputee-coalition.org/inmotion/jul\\_aug\\_08/ten\\_steps\\_to\\_reduce\\_injury.html](http://www.amputee-coalition.org/inmotion/jul_aug_08/ten_steps_to_reduce_injury.html)
- Data Kecelakaan Lalu-Lintas, 2013, [cited 2014 April 25], Available from: [http://id.wikipedia.org/wiki/Kecelakaan\\_lalu-lintas2013.html](http://id.wikipedia.org/wiki/Kecelakaan_lalu-lintas2013.html).
- Lederman, E., 2005, *The Science and Practice of Manual Therapy*, Second edition, London : Churchill Livingstone Elsevier Publisher, p. 95-100.
- Perry, J., 1992, *Gait Analysis : Normal and Pathological Function*, New Jersey: SLACK Incorporated Publisher.
- Shumway-Cook, A. dan Woolacott, M.H., 2001, *Motor Control : Theory and Practical Applications*, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

- Watson, M.A. dan Black, F.O., 2008. *The Human Balance System – A Complex Coordination of Central and Peripheral Systems*, The Vestibular Disorder Association, Publication No. S-7, <http://www.vestibular.org/>, pp. 1-4.
- Whittle, M.W., 2007. *Gait Analysis : an Introduction*. Fourth edition, Oxford: Butterworth Heniemann, p. 41
- Young, M.F., 2010, *Essential Physics for Manual Medicine*, London : Churchill Livingstone Elsevier Publisher, p. 117-121.