

Kajian Biomekanika Untuk Jalan Cepat Terhadap Rancangan *Knee Joint* Sistem *Energy Storing* Mekanisme 2 Bar Pada Kaki *Prosthetic Endoskeletal* Bagi *Amputee Transfemoral*

Lobes Herdiman*, Retno Wulan Damayanti, dan Zulfa Miftakhul Faiz

Laboratorium Perencanaan dan Perancangan Produk

Jurusan Teknik Industri, Fakultas Teknik - Universitas Sebelas Maret Surakarta

Jl. Ir. Sutami 36A, Surakarta 57126, Telp/Fax. (0271) 632110

Abstract

Endoskeletal prosthetic foot that was developed at the knee joint by storing energy systems 2 bar mechanism. This technology is analogous to a spring that can be stretched and loosened, store and release elastic potential energy. Storing energy systems to facilitate the activity of normal or brisk walking. 2 bar mechanism consists of two links and a joint with joint function as a link 2 link. Storing energy in the system design of knee joint using a gas spring with the principle of increasing the pressure causes compression of nitrogen gas in the tube and the more energy saved. This study involves a transfemoral amputee object, male gender, age 49 years, height 164 cm, and weight 67.5 kg (without a prosthetic foot). Kadaba's experimental protocol using a protocol with a prosthetic foot on the right and left foot on the normal road speed 0.7 m/s - 1.4 m/s. Study the biomechanics of gait cycle analysis for a brisk walk, torque (τ), style (F_x , F_y) and external work (E_w). Knee joint with energy storing mechanism of 2 bar to perform flexion and extension movements, swinging his legs no longer require a large force. This system has been storing energy and energy release in shaping the pattern of walking to be balanced at the moment pre swing and mid swing.

Keyword: *Biomechanics, energy storing 2 bar mechanism, brisk walking, transfemoral amputee, endoskeletal prosthetic foot*

1. PENDAHULUAN

Gerak berjalan (*gait*) merupakan kegiatan yang kompleks hampir melibatkan seluruh sistem muskuloskeletal dan menuntut koordinasi yang sangat baik pada gerakan di bawah sadar seorang (Farber, 1995). Pola *gait* pada seorang *amputee transfemoral* menunjukkan ketidaksimetrian dalam berjalan (Zuniga *et. al.*, 1972) dan kebutuhan konsumsi energi (Waterset *et. al.*, 1976), perbandingan ini sebagaimana ditunjukkan dari level amputasi (Jaegers, Arendzen dan de Jongh, 1993). Oleh karena itu berjalan mengeluarkan banyak energi, semakin cepat orang berjalan maka semakin banyak energi yang dikeluarkan (Rose, 2006).

Jalan cepat merupakan gerak maju dengan melangkah tanpa adanya hubungan terputus dengan tanah. Setiap kali melangkah kaki depan harus menyentuh tanah sebelum kaki belakang meninggalkan tanah. Saat melangkah satu kaki harus berada di tanah, maka kaki tersebut harus lurus atau lutut tidak bengkok dan tumpuan kaki dalam keadaan posisi tegak lurus (www.moccasport.co.cc). Kemampuan untuk berjalan cepat merupakan kebutuhan dasar untuk aktivitas rekreasi secara fisik. Berjalan cepat juga penting untuk kesehatan fisik dan mental dan sebagai pencegah dari cedera seperti terjatuh dan menghindari situasi lingkungan yang mengancam (Burgess, 1985). Namun apabila salah satu kaki mengalami amputasi maka akan mengurangi sebagian fungsi anggota gerak bawah (Wilken, 2009).

* Correspondence : lobesh@gmail.com

Dalam banyak kasus, bagian anggota gerak bawah ini digantikan oleh suatu alat bantu yang umum dikenal dengan nama kaki palsu atau *prosthetic foot* (Hansen, 2010). Kaki *prosthetic* yang dikembangkan dengan sistem *energy storing* mekanisme 2 bar. *Energy storing* merupakan salah satu teknologi yang dianalogikan sebagai sebuah pegas yang ketika meregang dan mengendur dapat menyimpan dan kemudian melepaskan energi potensial elastik. Mekanisme 2 bar memiliki 2 *link* dan 1 *joint* seperti pada engsel dimana *joint* berfungsi menghubungkan 2 *link* dan sebagai sumbu putar lutut yang mengakibatkan *knee joint* dapat melakukan *flexion* dan *extension*.

Desain *energy storing* mengganti komponen *mechanical spring* dengan komponen *gas spring*. *Gas spring* atau juga bisa disebut *gas struts* merupakan salah satu perangkat *energy storing*, prinsip kerjanya sama dengan prinsip kerja *mechanical spring*. *Gas spring* menyimpan energi dengan cara mengkompresi gas *nitrogen* yang terdapat pada *gas spring*. Semakin ditekan maka ruang udara dalam *gas spring* semakin berkurang yang menyebabkan tekanan gas semakin meningkat dan semakin banyak menyimpan energi.

Pada fase *gait cycle* berjalan pada kondisi kaki normal menunjukkan lebih kesimetrian terhadap puncak sudut dari *ankle dorsiflexion* pada saat melepaskan ayunan (*late stance*) yang terlihat di saat menambah kecepatan berjalan, diperkirakan penyebab terbesar terjadinya fleksibilitas pada *Vari-Flex foot*. Pemikiran fleksibilitas kaki merupakan hal yang membantu *amputee*, diperoleh lebih dari ujung jari kaki *prosthetic*. Meskipun berargumentasi bahwa *amputee* mempunyai masalah dengan keseimbangan berjalan yang dicari dari hambatan ini, dikarenakan muncul peningkatan pada *knee flexion* dari kaki *prosthetic* di saat melepaskan ayunan dan mengurangi kestabilan berjalan (Postema *et. al.*, 1997).

Boonstra (1993) pengukuran berjalan cepat sebagai alat dalam melakukan *gait analysis* berdasarkan pada asumsi kecepatan berjalan merupakan parameter dasar jika di ukur secara objektif dapat menunjukkan kemampuan berjalan seseorang. Pada umumnya orang normal berjalan lebih cepat daripada *amputee*. Kecepatan berjalan *amputee* dipengaruhi oleh *stride length* (jarak perpindahan) dan *stride* dan *swing times* (waktu perpindahan). Umemura (1998) menguji kaki *prosthetic* pada kecepatan 0.7 m/s – 1.4 m/s yang dapat dinyatakan bahwa sistem *energy storing* pada kaki *prosthetic* semakin diperlukan untuk kecepatan berjalan yang semakin tinggi. Farber (1995) konsumsi energi menurun 35% dan koefisien energi pembalik meningkat 30% dibandingkan *prosthetic* konvensional saat *amputee* berjalan menggunakan kaki *prosthetic* dengan sistem *energy storing*.

Paper ini memberikan hasil penelitian dari kajian biomekanika terhadap rancangan *knee joint* sistem *energy storing* mekanisme 2 bar pada kaki *prosthetic endoskeletal* bagi *amputee transfemoral* dalam menunjang aktivitas jalan cepat (0.7 m/s – 1.4 m/s) di bidang datar. Manfaat yang diperoleh yaitu memberikan rekomendasi dalam pengembangan kaki *prosthetic endoskeletal* atas lutut dengan *knee joint* sistem *energy storing* mekanisme 2 bar. Penggunaan *gas spring* pada *knee joint* untuk menambah respon kaki *prosthetic* pada saat *extension* memungkinkan *amputee transfemoral* melakukan aktivitas keseharian menjadi nyaman.

2. METODOLOGI

Lay out eksperimen, panjang area eksperimen 12 meter dan lebar 6 meter, ketinggian plapon atap setinggi 2.5 meter. Pengambilan gambar dengan menggunakan dua kamera Panasonic CCD (*Camera Censored Device*) *tree-plate* 1952 x 1108 *interline transfer system* - HD (*High Definition*) 290 mV 1,600 mV -125dB WDIP032-G-0750C.

Parameter *anthropometri*, objek pengamatan yang dilibatkan sebanyak 1 orang, jenis kelamin laki-laki, umur 49 tahun, tinggi badan 164 cm, dan berat badan 67,5 kg (tanpa kaki *prosthetic*). Parameter lain yang digunakan meliputi anggota gerak bawah, diameter *leg* mulai dari *hip* sampai *shank*, panjang *foot* (*iliac spinemedial malleolus* dan *iliac spines*).

Protocol eksperimen menggunakan Kadaba's *protocol* pada objek pengamatan *amputee transfemoral* dengan kaki kanan menggunakan kaki *prosthetic* dan kaki kiri dalam kondisi normal. *Test section* dilaksanakan dengan 3x perulangan dalam setiap sesi eksperimen pada posisi *acquisition* kinetik. Analisa terhadap responden *amputee* pada phase gerakan jalan cepat yang mengacu pada kondisi kaki normal (kaki kiri) di setiap sesi eksperimen.

Subjek penelitian, eksperimen yang dipakai dalam penelitian ini terhadap objek *amputee transfemoral* yang menggunakan kaki *prosthetic endoskeletal*. Kaki *prosthetic* ini merupakan hasil pengembangan dari desain kaki *prosthetic* atas lutut dari penelitian sebelumnya. Kaki *prosthetic* menggunakan sistem mekanisme 2 bar yang memiliki 2 *link* dan 1 *joint*. Bagian *joint* berfungsi menghubungkan antar 2 *link* dan sebagai sumbu putar lutut yang mengakibatkan *knee joint* dapat melakukan *flexion* dan *extension*.

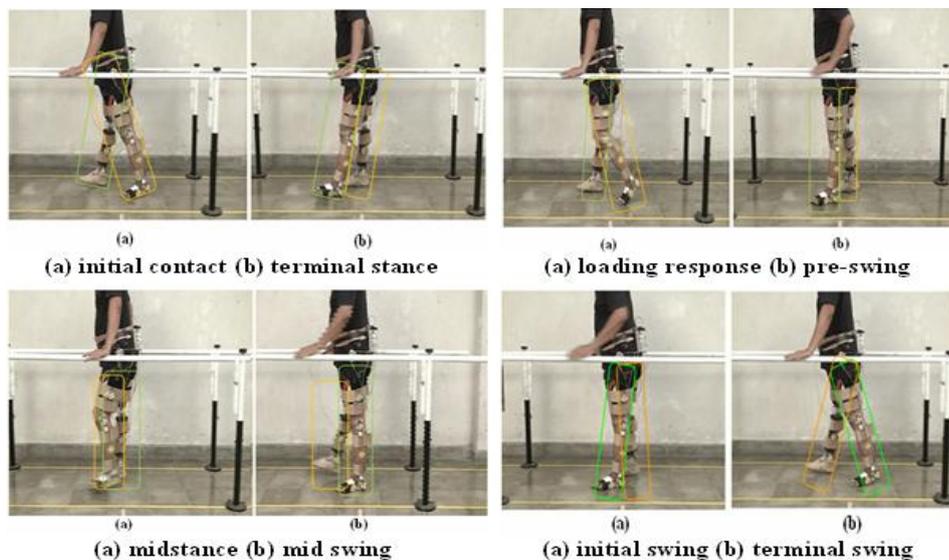
Marker set pada objek, penggunaan *marker point* pada *electrogoniometer* sistem pemancar data (*data transmitter*) dengan radio frekuensi (RF). *Landmark* dari pada kaki *prosthetic* (kanan) dan kaki normal (kiri) yaitu *pelvis point* pada kaki kanan dan kiri; *knee point* pada kaki kanan dan kiri, *ankle point* pada kaki kanan dan kiri. Penanda diarahkan pada saat responden melakukan gerakan jalan cepat dengan memberikan tambahan penanda pada bagian *ankle joint* di ujung *heel* dan *toe*.

Angles (q) pada objek, titik referensi titik nol (*zero reference*) mengacu pada *local referensi system* (LRS), *aligned* dan *perpendi-cular*to pada segmen *thigh-leg* selama phase *stance*. *Positive value*, bidang *sagital*, *ankle dorsiflexion-plantarflexion*, *knee flexion-extension*, *hip flexion-extension*, dan *pelvic tilt*.

Formulasi model *lagrange* (Winter, 1990) digunakan dalam penyelesaian biomekanika terhadap sistem yang terjadi pada perbedaan jumlah energi kinetik (E_k) dan jumlah energi potensial (E_p). Energi potensial *potensial gas energy* yang diterapkan di kaki *prosthetic* dalam bentuk *energy storing* mekanisme 2 bar. Analisis biomekanika meliputi analisis pada *gait cycle* untuk jalan cepat, torsi (τ), gaya (F_x , F_y) dan *external work* (E_w). Beban tubuh (W_{body}) yang diamati dari objek *amputee transfemoral* sebagian besar masih bertumpu di kaki *prosthetic*, disebabkan masih berlangsung proses penyesuaian penggunaan kaki *prosthetic*.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Biomekanika digunakan menganalisis *dynamic gait* dalam *gait cycle* untuk jalan cepat, torsi (τ), gaya (F_x , F_y) dan *external work* (E_w) pada phase yang berbeda untuk rancangan *knee joint* sistem *energy storing* mekanisme 2 bar pada kaki *prosthetic endoskeletal* di bidang datar.



Gambar 1. Perbandingan phase berjalan cepat pada gait cycle

Knee joint sistem mekanisme 2 bar pada kaki *prosthetic endoskeletal* diukur berdasarkan performansinya. Perbandingan ini dilakukan untuk mengetahui sejauhmana *energy storing* dan *energy release* dari sistem pada *knee joint*.

A. Perbandingan *Dynamic Gait* Pada Kaki *Prosthetic* Dan Kaki Normal

Perbandingan phase jalan cepat melalui pengukuran sudut yang terbentuk pada saat *stride length* yang merupakan jarak linear antara titik di saat telapak salah satu kaki menapak dengan titik selanjutnya di saat telapak kaki yang sama menapak pada lantai. *Step length* merupakan jarak linear dari kaki menapak dengan saat kaki yang lain menapak pada lantai.

1. Phase 1 (*Initial Contact*) dengan Phase 4 (*Terminal Stance*).

Phase 1 merupakan bagian dari *initial contact* dan awal *loading respon* yang merupakan periode *stance phase*. Phase ini kedua kaki menyentuh tanah, kaki *prosthetic* berada di depan sedangkan kaki normal berada di belakang. Phase berjalan diawali dengan mengayunkan kaki *prosthetic* ke depan sehingga beban tubuh berpindah dari kaki normal ke kaki *prosthetic*.

Pada posisi *initial contact* bagian *trunk* berputar, bahu kiri dan sisi kanan *pelvis* bergerak menjauh ke sisi depan meninggalkan lengan kiri yang berayun ke belakang. Lutut agak lurus sesaat sebelum terjadi *initial contact* kemudian di ikuti *flexion*, setelah terjadi *initial contact*. Sebaliknya saat phase *terminal stance*, kaki *prosthetic* berada di belakang dan kaki normal berada di depan.

2. Phase 2 (*Loading Response*) dengan Phase 5 (*Pre Swing*).

Phase 2 merupakan bagian dari *loading response*, kaki normal melakukan kontak sepenuhnya dengan landasan dalam keadaan rata (*foot flat*) dengan landasan, berat badan secara penuh di pindahkan ke kaki kanan sedangkan kaki lainnya berada pada phase *pre-swing*. Gerakan ayunan di kaki *prosthetic* pada saat *loading response* sama dengan gerakan kaki normal pada saat melakukan phase 5 (*pre-swing*).

3. Phase 3 (*Mid Stance*) dengan Phase 7 (*Mid Swing*).

Phase 3 merupakan bagian dari *mid stance* dimulai pada saat *heel* sesaat sebelum meninggalkan landasan sehingga kaki berada sejajar dengan kaki bawah bagian depan. Perpindahan berat oleh kaki pada periode *stance* kaki *prosthetic*, sedangkan kaki normal berada phase *mid-swing*. Gerakan kaki *prosthetic* saat melakukan phase 3 bagian *mid stance* sama dengan gerakan kaki normal saat melakukan phase 7 (*mid swing*).

4. Phase 6 (*Initial Swing*) dengan Phase 8 (*Terminal Swing*).

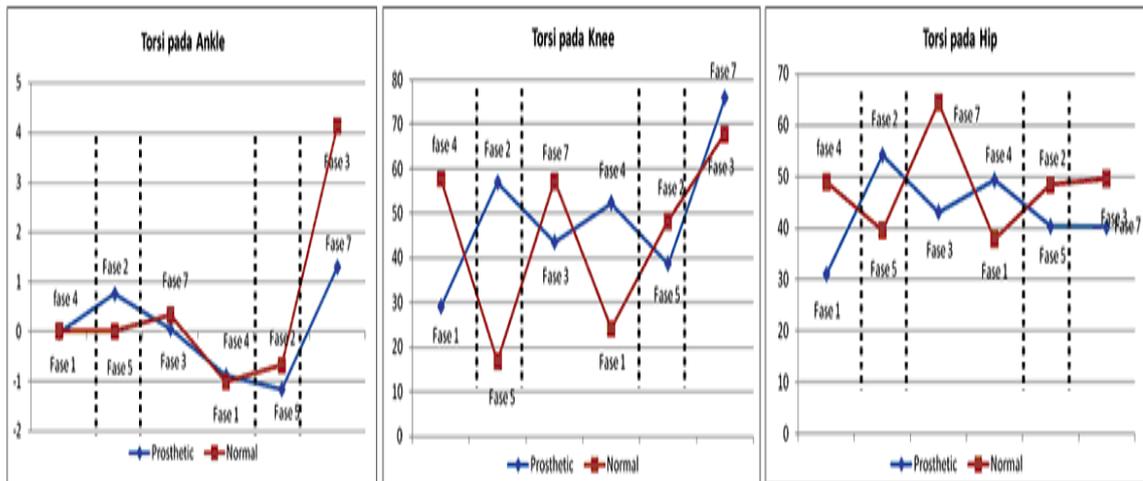
Phase 6 merupakan bagian dari *initial swing* dimulai dengan kaki normal berada di depan dengan telapak kaki menapak pada landasan setelah melakukan gerakan ayunan ke depan. Kaki *prosthetic* berada dibelakang dengan posisi sesaat akan melakukan *heel off* sebelum melakukan ayunan ke arah depan. Berat badan berada di titik tengah antara kaki normal dan kaki *prosthetic*. Pada saat phase 8 (*terminal swing*) sudah terjadi ayunan ke arah depan dengan berat badan berpindah ke depan yang ditopang kaki *prosthetic*, di bagian *foot* pada saat *terminal swing* terjadi *heel on* menyentuh landasan yang kemudian dilakukan gerakan *foot flat*.

B. Torsi (τ) Di Bagian *Ankle, Hip* Dan *Knee*

Rancangan *knee joint* sistem *energy storing* mekanisme 2 bar pada kaki *prosthetic endoskeletal* dan kaki normal untuk phase 1 (*initial contact*) terdapat adanya perbedaan sudut dan kecepatan kaki *prosthetic* lebih besar dibanding kaki normal dari *amputee transfemoral*, menjadikan torsi (τ) di bagian *ankle, hip* dan *knee* lebih kecil dibandingkan kaki *prosthetic*.

Torsi di bagian *ankle* yang ditunjukkan dari pola grafik kaki *prosthetic* dan kaki normal yang relatif sama, artinya bahwa *energy storing* pada saat *heel strike* dengan gaya di bagian

tibialis menekan ke bawah searah *heel foot* dan *toe foot* yang membentuk sudut searah gerakan *dorsiflexion*. *Foot* pada saat *heel off* terjadi *energy release* dengan gaya ke atas dengan *toe foot* membentuk sudut searah gerakan *plantarflexion*.



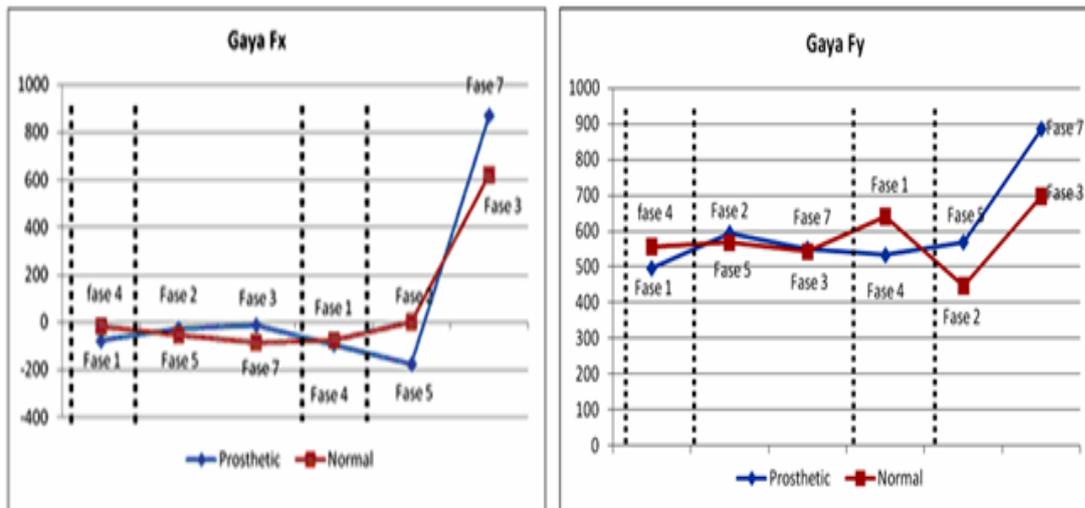
Gambar 2. Torsi (τ) pada ankle-knee-hip

Knee joint yang mempunyai sistem *energy storing* bermekanisme 2 bar dan bagian *hip*, pola grafik kaki *prosthetic* dan kaki normal yang menunjukkan sistem ini berkerja di setiap phasanya terhadap kebutuhan dari *energy storing* dan *energy release* yang bekerja saling bergantian. Hasil torsi yang terbentuk menjelaskan bahwa *energy storing* dan *energy release* di *knee joint* dengan mekanisme 2 bar memberikan pengaruh yang signifikan pada pola berjalan untuk *amputee transfemoral*.

Torsi yang dihasilkan di *ankle*, *knee* dan *hip* kaki *prosthetic* pada saat di phase 2 (*loading response*) dan kaki normal pada saat phase 5 (*pre swing*) menghasilkan nilai yang sama. *Knee joint* dengan mekanisme 2 bar mampu memberikan keseimbangan pada kaki *prosthetic* dan kaki normal saat kaki melakukan kontak penuh pada landasan dan telapak kaki keadaan rata (*foot flat*) dengan landasan. Keseimbangan ini terjadi *knee joint* sistem 2 bar pada kaki *prosthetic endoskeletal* mampu menghasilkan kecepatan dan sudut yang besarnya hampir sama dengan kaki normal.

Kemampuan *ankle joint* pada kaki *prosthetic* mampu mengakomodasi gerakan berjalan *amputee transfemoral* terutama ketika dalam kondisi salah satu kaki yang bersentuhan dengan landasan. Bagian *knee joint* untuk kaki *prosthetic* pada saat melakukan gerakan *extension* untuk menahan tubuh *amputee* yang ditumpu. Kaki normal pada saat phase 7 (*mid swing*) yang berada dalam kondisi yang sama dengan kaki *prosthetic* dalam phase 3 (*mid stance*).

Gaya pada F_x dan F_y dipengaruhi energi ($E_p + E_k$) terhadap kecepatan *ankle*, dan perpindahan linear posisi *ankle*. Gaya terhadap sumbu x yang dihasilkan kaki *prosthetic* lebih besar dibanding kaki normal. Kecepatan di *ankle* dan perpindahan linear posisi *ankle* terhadap sumbu x kaki *prosthetic* lebih besar dibanding kaki normal. Pegas yang terletak di *knee joint* bekerja secara baik sehingga saat phase 5 (*pre swing*) energi yang dikeluarkan *amputee* tidak terlalu besar.

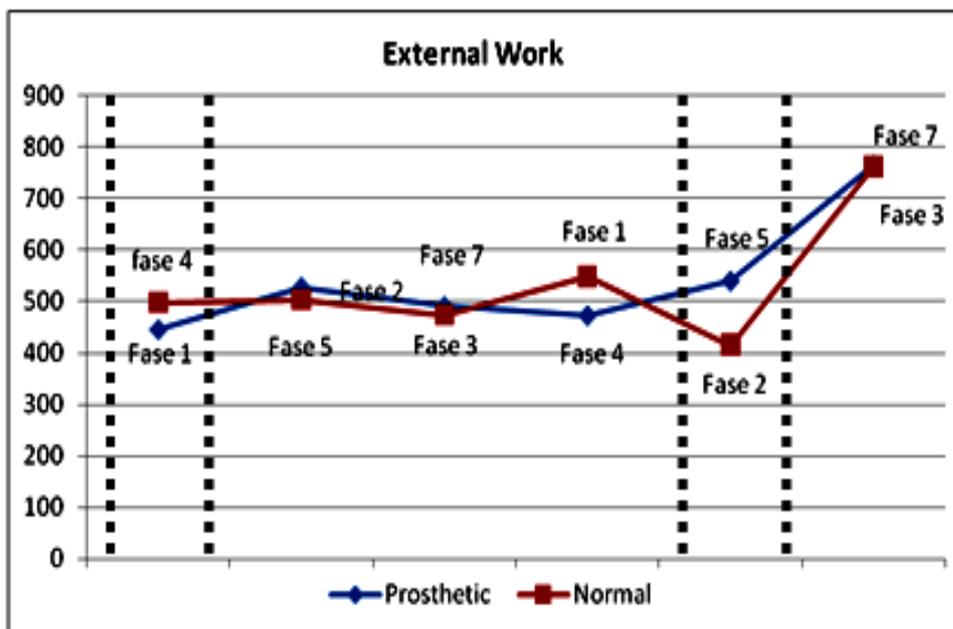


Gambar 3. Gaya pada sumbu x dan sumbu y pada kaki *prosthetic* dan kaki normal

Gaya di sumbu y yang dihasilkan kaki *prosthetic* lebih kecil dibanding kaki normal walaupun kecepatan dan jarak di *ankle* pada phase sebelumnya, gaya yang dihasilkan kecil. Gaya yang terjadi cukup tinggi, bilamana posisi kaki *prosthetic* menahan berat tubuh *amputee* di saat kaki normal dalam mengayun.

C. External work.

External work merupakan pergerakan segmen tubuh relatif terhadap COM (*center of mass*) yang diakibatkan *external force* yang menjadikan adanya perubahan energi mekanik relatif terhadap COM yang menyebabkan terjadinya pergerakan pada tubuh (Willems, 1994). Hasil torsi (τ) di *ankle*, *knee*, *hip* dan gaya terhadap sumbu x dan y yang mempengaruhi *external work* antara kaki *prosthetic* dan kaki normal yang saling menyeimbangkan pada saat jalan cepat.



Gambar 4. *External work* antara kaki *prosthetic* dan kaki normal

Pada gerakan yang sama yang terjadi pada kaki *prosthetic* di phase 1 (*initial contact*) dengan kaki normal di phase 4 (*terminal stance*) menghasilkan *external work* yang hampir sama

di kaki *prosthetic* dengan kaki normal. *External work* dalam perbandingan gerakan jalan cepat menunjukkan hasil pada kaki normal *external work* hampir sama pada kaki *prosthetic*. Kaki *prosthetic* melakukan usaha yang lebih kecil dibanding dengan kaki normal saat posisi kaki menahan beban dari tubuh *amputee* di phase 7 (*mid swing*).

4. KESIMPULAN

Hasil *cycle gait* dari *dynamic gait* untuk jalan cepat pada kecepatan 0.7m/s – 1.4m/s diperoleh bahwa gerakan di setiap phase jalan cepat untuk rancangan *knee joint* mekanisme 2 bar pada kaki *prosthetic* dan kaki normal terjadi keseimbangan pola berjalan, khususnya pada saat *pre swing* dan *mid swing*.

Komponen pada *external work* dari torsi (*ankle, knee, hip*) dan gaya di saat berjalan menunjukkan bahwa kaki *prosthetic* dengan *knee joint* mekanisme 2 bar dalam langkah kaki mengayunkan tidak memerlukan gaya yang besar, kaki *prosthetic* mampu melakukan proses *energy storing* dan *energy release*.

Masih adanya *extension* dengan waktu ayun kaki *prosthetic* yang cukup cepat di bagian *knee joint*, mekanik *gas spring* dengan sistem 2 bar belum cukup untuk dapat memprediksi beban tubuh di bagian *socket*.

DAFTAR PUSTAKA

- Burgess Ernest.M., Poggi Donald L., Hittenberger Drew A., Zettl Joseph H., Moeller David E., Carpenter Kenneth L., Forsgren Shirley M., 1985, Development and Preliminary Evaluation of The VA Seattle Foot, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 22 No. 3, pp. 75-84.
- Farber Boris S. dan Jacob S., 1995, *An Above-Knee Prosthesis With A System Of Energy Recovery*, Institute of Prosthetics and Prosthesis Design, Moscow.
- Hansen, Andrew H., 2010, *Foot and Ankle Prosthetics*. Buffalo: Center for International Rehabilitation Research Information and Exchange University at Buffalo, The State University of New York.
- Postema K., Hermens H.J., De Vries J., Koopman H.F. dan Eisma W.H., 1997, Energy Storage And Release Of Prosthetic Feet. *Prosthetic Orthopaedic International*, Vol. 21, pp. 17–27.
- Rose, Jessica, 2006, *Human Walking*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
- Jaegers S.M., Arendzen J.H. dan De Jongh H.J., 1993, Prosthetic Gait Of Unilateral Transfemoral Amputees: A Kinematic Study, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Journal*, Vol. 74, pp. 521–525.
- Umemura Mamoru dan Yamasaki Nobuya, 1998, Influence of Knee Joint of Transfemoral Prosthesis on Walking Energy Consumption, *Journal of Physical Therapy Science*, Vo. 10, No. 1, pp. 31-36.
- Waters R.L., Perry J., Antonelli D. dan Hislop H. H., 1976, Energy Cost Of Walking Of Amputees: The Influence Of Level Of Amputation. *Journal Bone Joint Surgery Amputation*, Vol. 58, pp. 42–46.
- Wilken Jason M. dan Raul Marin M.D., *Gait Analysis and Training of People With Limb Lost. Care Combat Amputee chapter 19*. Borden Institute, Fort Detrik.
- Willems P.A., Cavagna G.A., Heglund N.C., 1994. External, Internal and Total Work in Human Locomotion. *Journal of Experimental Biology*. Volume 198, pp. 379–393.
- Winter D.A., 1990, *Biomechanic and Motor Control of Human Movement 2nd Editions*, A Wiley Interscience Publication, John Wiley and Sons, New York.

Zuniga E.N., Leavitt L.A. L.A., Calvert J.C., Canzoneri J. dan Peterson C.R., 1972, Gait Patterns In Above-Knee Amputees, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation Journal*, Vol. 53, pp. 373–382.

www.moccasport.co.cc/2009/01/jalan-cepat.html diakses tanggal 26 Pebruari 2012.