

## ANALISA GAIT CYCLEDAN BEBAN STATIS PRODUK KAKI TIRUAN ATAS LUTUT (ABOVE KNEE PROSTHESIS) MENGGUNAKAN METODE ELEMEN HINGGA

Muhammad Dzulfikar<sup>1\*</sup>, Jamari<sup>1</sup>, Rifky Ismail<sup>1</sup>, Sugiyanto<sup>1</sup>,  
Yopi Harwinanda A.<sup>2</sup> dan Dwi Setyawan<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro  
Jl. Prof. Sudharto, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang 50275

<sup>2</sup>Jurusan Ortotik Prostetik, Poltekkes Surakarta  
Jl. Letjend Sutoyo, Mojosongo, Surakarta 57127

\* md.dzulfikar@gmail.com

### Abstrak

Kaki tiruan atas lutut atau *above knee prosthesis* merupakan teknologi di bidang kesehatan sebagai alat pengganti kaki untuk pasien dengan amputasi kaki atas lutut yang penyebab utamanya adalah karenadiabetes dan trauma atau luka berat akibat kecelakaan. Produk kaki tiruan yang ada masih didominasi oleh produk impor, sehingga memiliki harga yang mahal dan sulit terjangkau bagi pasien amputasi kalangan menengah ke bawah. Industri pembuatan kaki tiruan di Indonesia masih belum mampu memproduksi kaki tiruan bersendi atas lutut yang baik. Produk kaki tiruan buatan Indonesia yang sering kita lihat kebanyakan berbahan plat logam berbalut resin, produk konvensional ini memiliki kekurangan dalam fleksibilitas, lifetime, dan ergonomis. Pada penelitian sebelumnya telah dilakukan perancangan tiga model prostesis untuk amputasi atas lutut. Tujuan dari penelitian ini adalah menganalisa pembebanan statis salah satu prostesa hasil rancangan dengan FEM. Prostesa kemudian diujikan pada pasien amputasi atas lutut sebagai analisa pola pergerakan sendi siklus berjalan (*gait cycle*). Hasil penelitian menunjukkan prostesa dapat dipakai untuk berjalan dengan baik.

**Kata kunci:** *above knee prosthesis, siklus berjalan, sudut tekuk lutut, FEM.*

### PENDAHULUAN

Kaki merupakan anggota gerak bawah tubuh yang sangat penting. Dengan adanya kaki, manusia bisa berjalan, berdiri, dan gerakan-gerakan fungsional lain untuk memudahkan berpindah tempat dan melakukan banyak aktifitas secara mandiri. Namun, tidak semua manusia memiliki alat gerak yang baik dan sehat, beberapa harus merelakan kakinya diamputasi karena trauma, kecelakaan, tersumbatnya aliran darah pada organ gerak, dan penyakit bawaan. Pada tahun 2012 jumlah penyandang tuna daksa di Indonesia sebanyak 3.010.830 jiwa, dan mayoritas berasal dari tingkat ekonomi yang rendah. Jumlah penyandang tuna daksa tersebut cukup banyak, tetapi belum mendapat perhatian dari masyarakat ataupun pemerintah (Mardiani, 2012).

Prostesa tungkai bawah adalah alat pengganti kaki yang hilang akibat cacat bawaan lahir atau amputasi baik atas lutut, bawah lutut, maupun tepat lutut. Prostesa dirakit dari komponen buatan batang kaki, telapak, dan soket paha untuk amputasi atas lutut.

Mengenai perkembangan prostesa di Indonesia, Jakarta *Prosthetics & Orthotics Center* menyebutkan bahwa prostesa konvensional (prostesa pasif) sekarang lebih mendominasi pasaran Indonesia berhubungan Indonesia masih kalah di bidang prostesa jika dibandingkan dengan negara-negara lain di dunia (Rinaldi, 2013). Pada Gambar 1 ditunjukkan kaki tiruan konvensional buatan industri lokal dan kaki tiruan mekanik impor.



**Gambar 1. Kaki prostesa atas lutut (a) produk lokal, (b) produk impor.**

Rumah Sakit Ortopedi Prof. dr. R. Soeharso (RSOS) memiliki Instalasi Ortotik dan Prostetik, yang merupakan pelopor unit produksi dalam pembuatan ortosa dan prostesa di Indonesia. Proses pembuatan prostesa di Instalasi Ortotik dan Prostetik RSOS masih sangat sederhana, yaitu berbasis *handycrafting* dan menggunakan teknologi proses manufaktur konvensional berbahan aluminium berlapis resin. Beberapa permasalahan yang dihadapi saat ini adalah lamanya waktu penyesuaian (perbaikan prostesa) sebelum pemakai merasa sesuai dengan prostesa yang dibuat. Sementara itu, harga produk/komponen prostesa impor berkisar sekitar empat sampai delapan kali harga produk/komponen RSOS. Harga impor tersebut pada kisaran belasan sampai puluhan jutaan rupiah. Karena itulah, ilmu pengetahuan prostesa di Indonesia, terutama tentang kaki prostesa yang dinamis dan modern, masih sangat terbatas dan memerlukan pengembangan yang lebih jauh lagi.

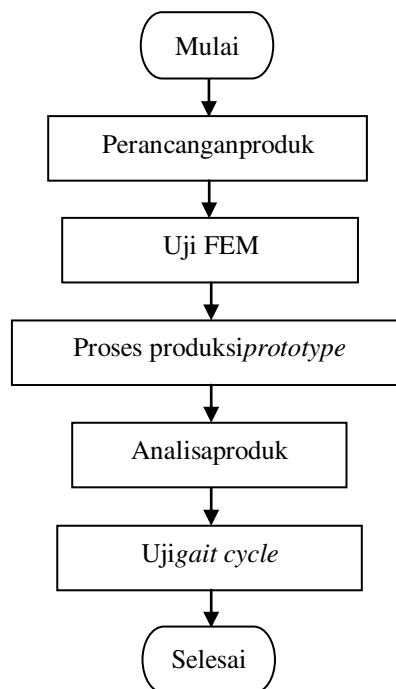
Melihat kenyataan di atas, saat ini Laboratorium Perancangan Teknik dan Tribologi Jurusan Teknik Mesin UNDIP mengembangkan desain kaki prostesa untuk penderita tunadaksa yang mengalami cacat amputasi atas lutut. Model pertama memiliki keterbatasan massa dan jangkauan gerak atau sudut tekuk lutut (Ismawan, 2013), model kedua memiliki jangkauan gerak lebih besar tetapi memiliki harga mahal (Bachtiar, 2014), dan model pengembangan terbaru diperlihatkan pada Gambar 2.



**Gambar 2. Rancangan kaki prostesa atas lutut pengembangan Lab. EDT.**

## METODOLOGI

Pada penelitian ini dilakukan tahap-tahap sebagai berikut, lihat Gambar 3.



**Gambar 3. Diagram alir penelitian (Pahl, 1988).**

Makalah ini menitikberatkan pada uji FEM dan uji *gait cycle* produk *prototype* kaki tiruan UNDIP.

Metode analisa elemen hingga pertama kali diperkenalkan oleh Turner et al pada tahun 1956 (Madenci, 2006). Metode elemen hingga (FEM) banyak memberikan andil dalam melahirkan penemuan-penemuan bidang riset dan industri, hal ini dikarenakan FEM dapat berperan sebagai *research tool* pada pengujian secara numerik.

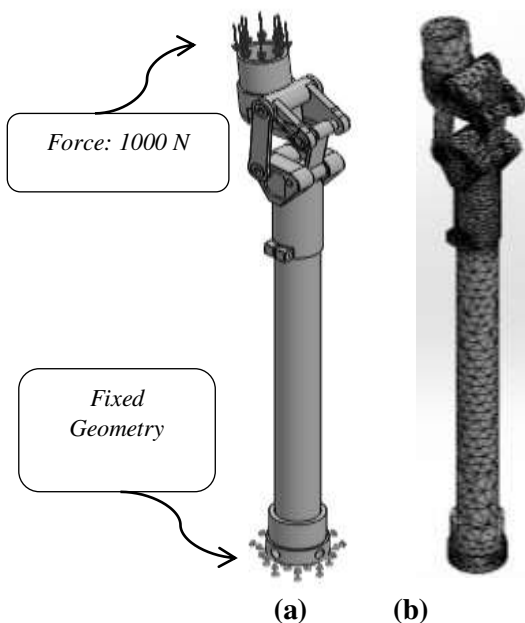
*Finite element method (FEM)*, atau metode elemen hingga adalah suatu metode analisa perhitungan yang didasarkan pada gagasan dalam membangun suatu obyek yang sangat kompleks dengan beberapa bagian (*blocks*) yang sederhana, atau dengan membagi objek yang sangat kompleks menjadi kecil dan pengaturan kepingan-kepingan. Aplikasi dari gagasan ini dapat kita temui dalam kehidupan sehari-hari yang sama baiknya dalam keteknikan, seperti permainan bongkar pasang, bangunan, perkiraan area lingkaran dan lain sebagainya.

SolidWorks adalah sebuah perangkat lunak yang *powerfull* dalam desain maupun analisa di dunia *engineering*. Kemampuan dalam pengoperasian yang relatif mudah dan banyaknya fitur yang dapat digunakan menjadi kelebihan yang dimiliki SolidWorks. Dalam fitur SolidWorks *Simulation*, ditunjukkan pada

Gambar 4, dapat digunakan untuk simulasi dan analisa kasus-kasus *engineering* dengan menggunakan metode elemen hingga sehingga dapat memecahkan masalah mulai dari analisa linier yang relatif sederhana sampai simulasi nonlinier yang rumit. Rancangan prostesa perlu diuji FEM dengan pembebanan statik untuk melihat kekuatan bahan dan standar keamanan dari kegagalan.



Gambar 4. Tampilan fitur SolidWorks Simulation pada SolidWorks 2014.

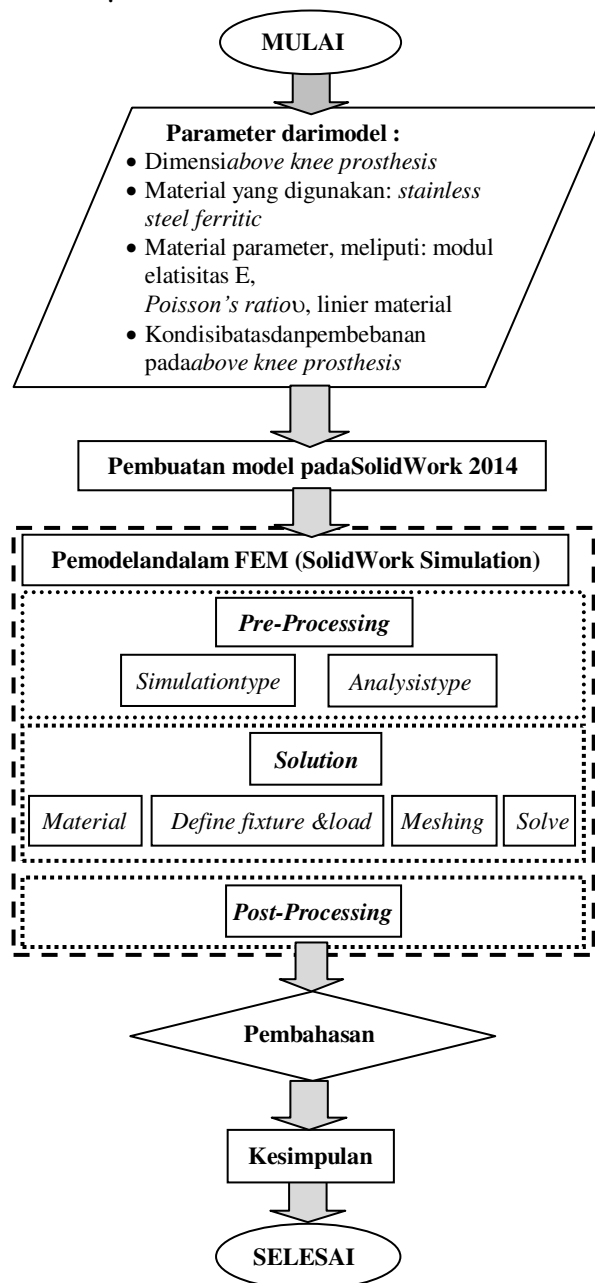


Gambar 5. Prosedur simulasi (a) *material, fixture dan loads*, (b) *meshing*.

Gambar 6 menunjukkan diagram alir pemodelan yang dilakukan. Berdasarkan diagram alir tersebut, model dilakukan proses *meshing* dan diberi beban 1000 N sebagaimana

terlihat pada Gambar 5. 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*  $\sigma_y = 172 \text{ MPa}$ .

Model dilakukan simulasi pada posisi tegak dan posisi menekuk dengan sudut  $2^\circ$ ,  $5^\circ$ , dan  $7^\circ$ .



Gambar 6. Diagram alir pemodelan.

Setelah model diuji FEM dan dibuat prototipenya maka hasil rancang bangun prostesa kemudian diuji oleh pasien untuk digunakan duduk, berdiri, dan berjalan sebagai lanjutan analisa *gait cycle* atau pola pergerakan

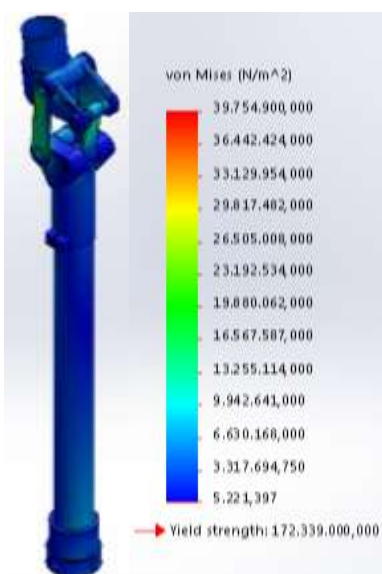
sendi saat berjalan. Metode analisa ini menggunakan teknologi visual kamera.

**HASIL DAN PEMBAHASAN**

**Analisa FEM**

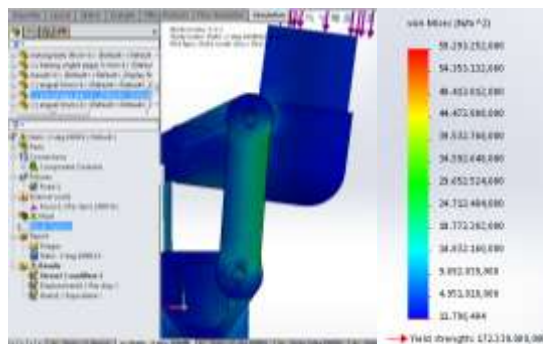
Melalui pemodelan 3 dimensi menggunakan software SolidWorks 2014 dan disimulasikan menggunakan metode elemen hingga yang terdapat pada SolidWorks Simulation, didapatkan hasil analisa *von Mises* atau nilai tegangan luluh dari model prostesa yang sudah dibuat. Setelah itu dilakukan variasi sudut tekuk lutut yang bisa ditoleransi saat pembebanan statis. Berikut langkah-langkahnya, pemodelan dari SolidWorks yang sudah dirakit kemudian diinput ke fitur *Simulation type Static* dilanjutkan dengan penentuan jenis material yaitu *all stainless steel ferritic*, penentuan posisi *fix geometry* atau letak gaya normal, dan penentuan posisi dan nilai *force loading* yaitu 1000 N. Langkah terakhir yaitu *create mesh* sekaligus *running* iterasi. Seperti ditunjukkan pada Gambar 5.

Simulasi *above knee prosthesis* hasil pembebanan statis dengan asumsi bobot pengguna beserta beban tambahan bisa mencapai 100 kg atau 1000 N. Prostesa terbukti aman dengan pembebanan 1000N, karena tegangan maksimum *Von Mises* sebesar 39 MPa jauh berada di bawah tegangan luluh (*yield strength*) material prostesa dari *stainless steel* yaitu 172 MPa. Gambar 7 merupakan analisa simulasi FEM dengan software SolidWorks2014 saat kaki tegak berdiri.

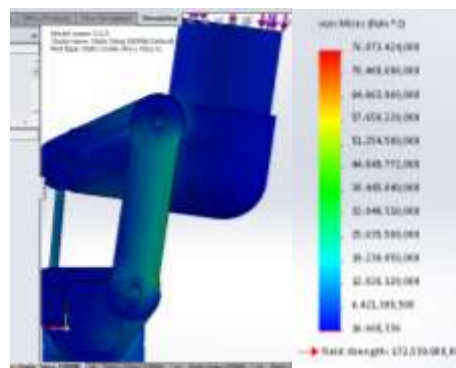


**Gambar 7. Hasil simulasi FEM posisi normal tegak berdiri.**

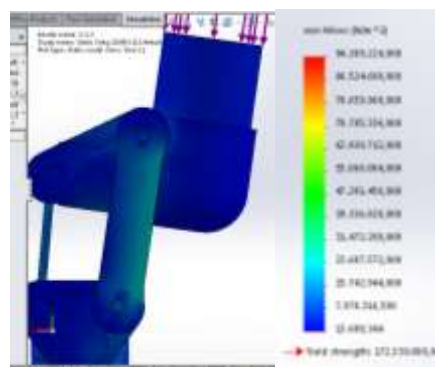
Saat berjalan, kaki tumpuan tidak selalu berada pada posisi tegak normal karena adanya sudut tekuk lutut saat fenomena fase berdiri yaitu kaki mulai menjejak pada tumit hingga seluruh permukaan telapak kaki menumpu. Sudut tekuk ini akan disimulasikan juga untuk mengetahui nilai keamanan dan sudut kritisnya.



**(a) Sudut tekuk lutut 2°.**



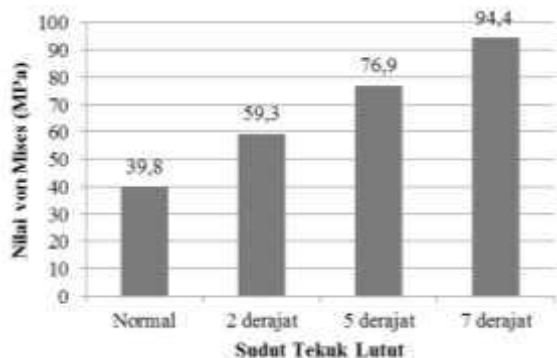
**(b) Sudut tekuk lutut 5°.**



**(c) Sudut tekuk lutut 7°.**

**Gambar 8. Hasil simulasi FEM posisi lutut sedikit menekuk.**

Pada simulasi ini sudut yang dianalisa berkisar antara 2 – 7°. Dari ketiga Gambar 8 (a-c) diketahui bahwa sudut 7° menghasilkan nilai tegangan *von Mises* terbesar. Hasil simulasi FEM pembebanan statis disajikan dalam bentuk grafik pada Gambar 9.



**Gambar 9. Grafik perbandingan nilai von Mises pada 4 sudut tekuk lutut.**

**Analisa Gait Cycle**

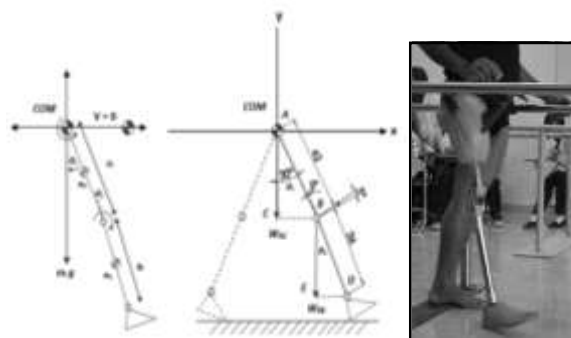
Setelah proses pengujian kekuatan desain menggunakan simulasi FEM, prototipe produk *above knee prosthesis* dimanufaktur berdasarkan dimensi desain/rancangan yang sudah dianalisa. Proses bubut dan *miling* digunakan untuk memberikan bentuk kaki palsu dengan material utama menggunakan bahan stainless steel. Proses permesinan yang digunakan adalah permesinan konvensional. Setelah dimanufaktur dan dirakit protesa hasil pengembangan memiliki bobot sebesar 1,3 kg. Jika ditambah dengan telapak kaki dan soket untuk masuk ke paha, keseluruhan berat tidak lebih dari 3 kg sehingga masih dinilai layak digunakan.

*Gait analysis* adalah studi sistematis manusia saat berjalan, menggunakan mata dan otak pengamat berpengalaman, ditambah dengan instrumen untuk mengukur gerakan tubuh, mekanika tubuh dan aktifitas otot. Pada individu dengan kondisi terbatas yang mempengaruhi kemampuan berjalan, seperti pasien amputasi atas lutut, analisa *gait* dapat digunakan untuk membuat diagnosa terperinci dan merencanakan perawatan terbaik (Whittle, 2007).

Hasil dari analisa *gait* ini adalah standar ergonomis dalam rancang bangun kaki protesa dan sebagai acuan pengembangan produk yang semirip mungkin dengan gerak langkah kaki normal.

Pada penelitian ini digunakan kamera untuk merekam satu siklus proses berjalan pasien amputasi atas lutut yang menggunakan protesa hasil rancang bangun. Satu siklus *gait* terdiri dari fase berdiri dan fase mengayun. Gerak langkah berurutan ditunjukkan pada Gambar 10 dan Gambar 11, dimulai dari posisi *initial contact*

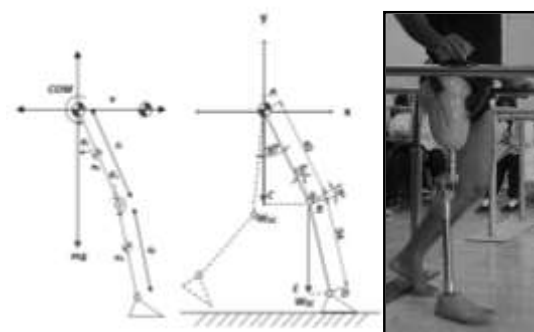
(*terminal swing*), *loading response*, *mid-stance*, *terminal stance*, *pre-swing*, *initial swing*, dan diakhiri pada posisi *mid-swing*.



**Keterangan:**

- 1. Hip motion = 30 degrees flexion
- 2. Knee motion = 5 degrees flexion
- 3. Ankle motion = 0 degrees

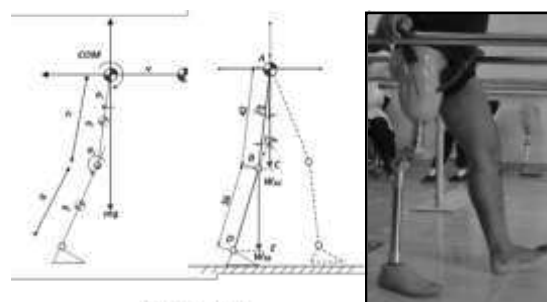
**(a) Posisi initial contact**



**Keterangan:**

- 1. Hip motion = 30 degrees flexion
- 2. Knee motion = 15 degrees flexion
- 3. Ankle motion = 8 degrees plantarflexion  
8 degrees dorsiflexion

**(b) Posisi loading response**

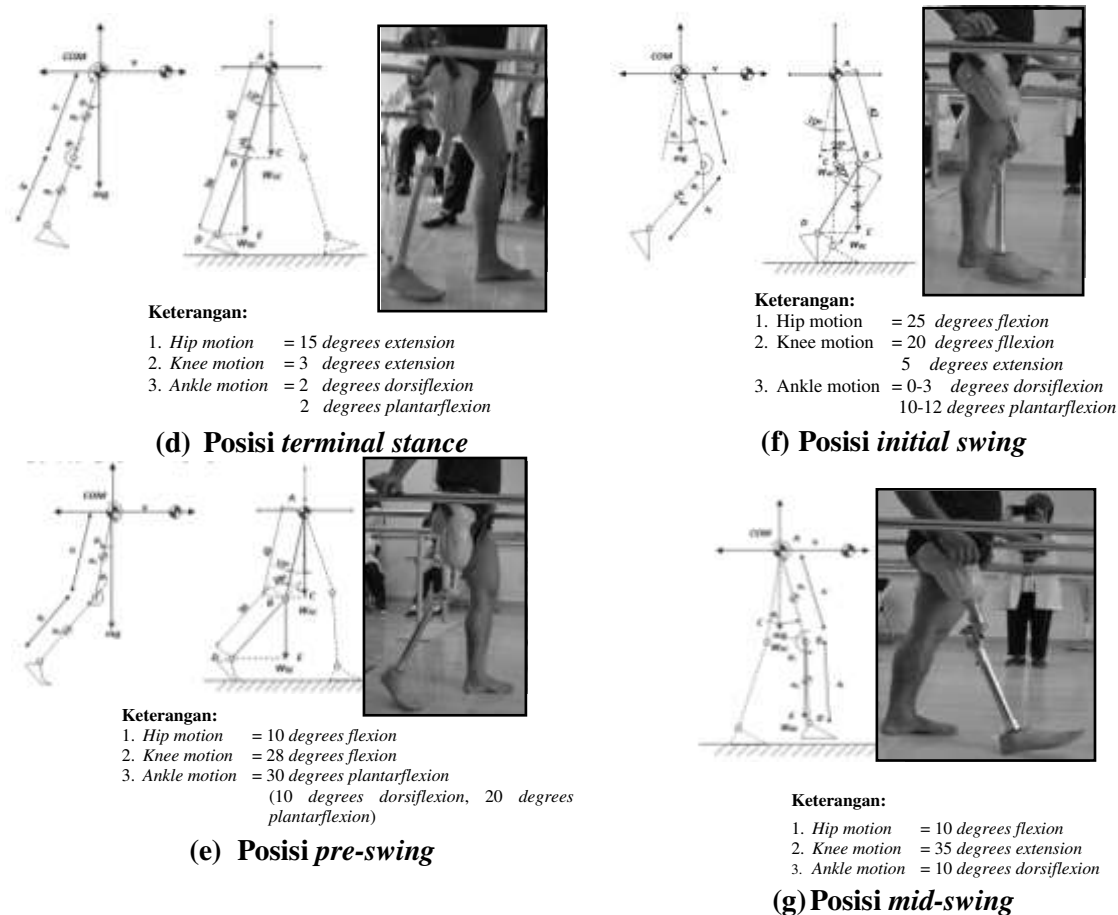


**Keterangan:**

- 1. Hip motion = 5 degrees flexion
- 2. Knee motion = 12 degrees extension
- 3. Ankle motion = 10 degrees dorsiflexion

**(c) Posisi mid-stance**

**Gambar 10. Diagram benda bebas dan posisi berurutan langkah kaki pengguna protesa saat posisi menumpu dalam satu siklus berjalan.**



**Gambar 11.**Diagram benda bebas dan posisi berurutan langkah kaki pengguna protesa saat posisi mengayun dalam satu siklus berjalan.

## KESIMPULAN

Penelitian ini menunjukkan bahwa kaki protesa untuk pasien amputasi atas lutut hasil rancang bangun mampu dan aman digunakan untuk berjalan dengan sudut tekuk lutut 2 - 7°. Dimana hasil simulasi FEM menunjukkan nilai *von Mises* yaitu 39,8 Mpa hingga 94,4 Mpa masih di bawah tegangan *yield strength stainless steel* sebesar 172 MPa. Rangkaian gerak melangkah di atas menunjukkan bahwa pasien amputasi atas lutut berhasil menggunakan protesa untuk kembali berjalan normal. Protesa hasil pengembangan memiliki bobot sebesar 1,3 kg. Hasil dari penelitian ini memberi kontribusi pada industri lokal untuk mengembangkan proses manufaktur kaki tiruan buatan dalam negeri.

## DAFTAR PUSTAKA

Bachtiar, D., (2014), Perancangan Biomekanisme Sendi Protesa untuk Pasien Amputasi Tungkai di Atas Lutut dengan Desain Ergonomis dan Fleksibel, Tesis, Universitas Diponegoro, Semarang, Indonesia.

- Ismawan, A.R., (2013), Perancangan dan Analisa *Above Knee Prosthetic* untuk Pasien Amputasi Kaki di Atas Lutut dengan Desain Fleksibel dan Ergonomis, Skripsi, Universitas Diponegoro, Semarang, Indonesia.
- Madenci, E. and Guven, I., (2006), *The Finite Element Method and Application in Engineering*, The University of Arizona, Springer Science-Business Media. USA.
- Mardiani, D., (2012), *Perusahaan yang Pekerjakaan Penyandang Cacat Masih Minim*. [www.republika.co.id](http://www.republika.co.id). Diakses: 1 Juni 2015, jam 18.13.
- Pahl, G. and Beitz, W., (1988), *Engineering Design a Systematic Approach*, Translated by Pomerans, A. and Wallace, K., The Design Council, London. UK.
- Rinaldi, M.A., (2013), Analisis Kebutuhan Biaya Manufaktur untuk Desain Tangan Protesa, Skripsi, Universitas Gadjah Mada, Yogyakarta, Indonesia.
- Whittle, M.W., (2007), *Gait Analysis an Introduction*, 4<sup>th</sup> Ed., Butterworth Heinemann Elsevier, Philadelphia, USA.