

Analisis Tegangan pada *Transfemoral Prosthetic Tipe Four-Bar Linkage* dalam Fase Awal Siklus Gait Cycle

Sugiyanto^{1, a}, Biyan B.P¹, Alhakim B.P¹, Dwi Setyawan², Nur Rochmat B.Setiana¹ dan R.Ismail^{1, b*}

¹ Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro H.Prof.Sudharto, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang, 50275

² Jurusan Ortotik Prostetik Politeknik Kesehatan Kementerian Kesehatan Surakarta JL. Letjend Sutoyo, Mojosongo, Surakarta 57127

^a edt.sugiyanto@gmail.com , ^b lsmail.rifky@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 tegangan 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 FEM dengan beban 1 kN saat *transfemoral prosthetic* digerakkan selama satu siklus gerak (siklus *gait cycle*). 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 besarnya gaya dan tegangan von Mises pada batang ke 2 untuk setiap posisinya. Hasil analisis menunjukkan nilai tegangan von Mises yang terjadi berbeda untuk setiap sudut gerak *gait cycle*. Harga tegangan von Mises maksimal terjadi pada sudut 23° sebesar 156 MPa, sedangkan tegangan von Mises terkecil terjadi pada sudut 2° sebesar 1.6 MPa.

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

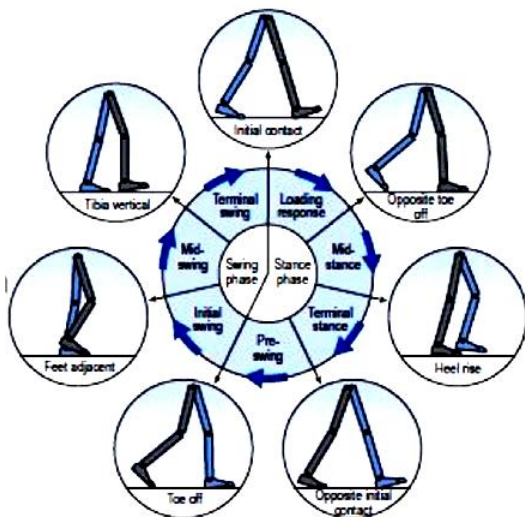
Pendahuluan

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 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 tegangan pada salah satu batang dalam konsep sendi *four bar linkage* yang mengalami beban berlebih ketika melakukan gerak *gait cycle*, terutama pada saat *initial contact-loading response*.

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].



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

Ketika melakukan gerakan berjalan, satu kaki selalu bersentuhan dengan tanah sedangkan yang lain pada posisi berayun dan menekuk, disinilah

kondisi satu kaki menompang beban tubuh (*loading respon*). 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.

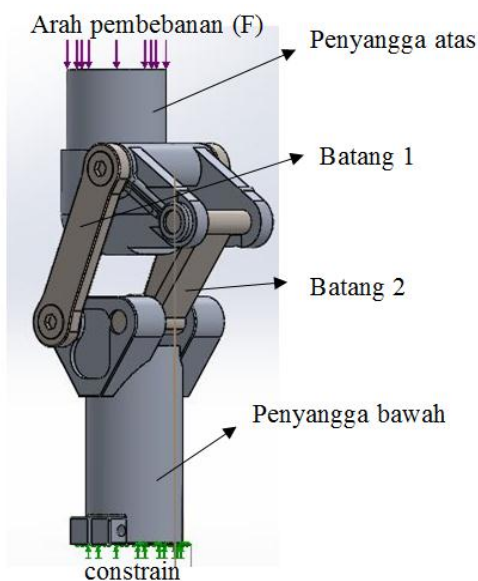
Hal ini menunjukkan betapa pentingnya fleksibilitas dan keseimbangan antara 2 kaki manusia. Jika salah satu kaki tidak fleksibel dalam bergerak dan tidak seimbang selama kegiatan berjalan akibat adanya perbedaan ketinggian atau kemampuan menahan beban maka proses berjalan menjadi terpingang [5].

Dalam kehidupan sehari-hari, selain berjalan normal, kaki memerlukan keleluasaan dan fleksibilitas untuk dapat ditekuk 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.

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. Kemudian analisa tegangan juga perlu dilakukan agar kekuatan bahan dari suatu rancangan dapat memenuhi standar keamanan dari kegagalan. Penelitian ini bertujuan untuk melakukan analisa terhadap salah satu batang dalam susunan *four bar linkage* AKP jenis yang ketiga dan keempat desain JTM UNDIP yang mendapat beban yang paling besar pada saat fase awal *gait cycle*, yaitu *initial contact-loading response*. Analisa tegangan menggunakan metode elemen hingga (*finite element method-FEM*) digunakan untuk mengamati kemampuan batang dalam menerima beban saat digunakan pada fase awal *initial contact-loading response*.

Metode Penelitian

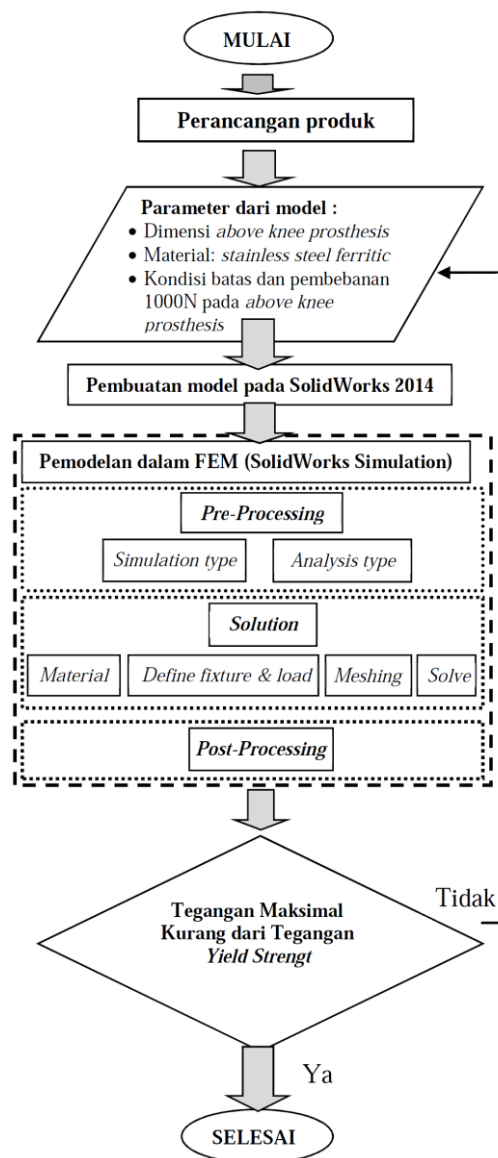
Secara umum penelitian ini terdiri dari dua tahap, yaitu proses pemodelan dan analisa tegangan yang keduanya dilakukan dengan bantuan software SolidWorks. Pada tahap pertama dilakukan perancangan produk prosthesis atas lutut (AKP). Mekanisme sendi AKP yang digunakan adalah *four bar linkage*. Pada tahap kedua, desain model 3D tersebut dilakukan analisa tegangan menggunakan FEM untuk mengetahui distribusi tegangan, beban maksimum dan minimum batang yang menerima beban. Pengamatan utama dilakukan terhadap batang 2 yang dalam desain ini menerima beban yang lebih besar dibanding dengan batang yang lain. 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.

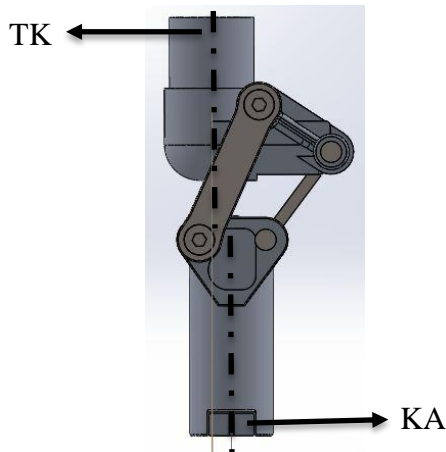
Material yang digunakan dalam pemodelan ini adalah stainless steel *ferritic* yang memiliki nilai modulus elastisitas $E = 200 \text{ GPa}$, *Poisson's ratio* $\nu = 0.28$, dan *yield strength* $\sigma_y = 172 \text{ MPa}$. Model diberikan pembebanan sebesar 1000 N dengan mengasumsikan berat pengguna sekitar 100 kg dan ada suatu masa dimana seluruh beban ditanggung oleh AKP tersebut.



Gambar 3. Diagram Alir Metode Penelitian

Model 3D sendi AKP tersebut kemudian dilakukan proses *meshing* dan dan constrain pada penyangga bawah seperti diperlihatkan Gambar 2. Model 3D

disimulasikan beban saat lutut bergerak pada posisi 0° sampai 27° 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*

Hasil dan Pembahasan

Fase *initial contact* adalah fase dimana posisi garis *trochanter knee* dan *knee ankle* kaki manusia membentuk sudut 5° . Gambar 5 menunjukkan posisi kaki saat fase *initial contact*. Pada fase ini kaki belum menopang sepenuhnya beban tubuh.



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

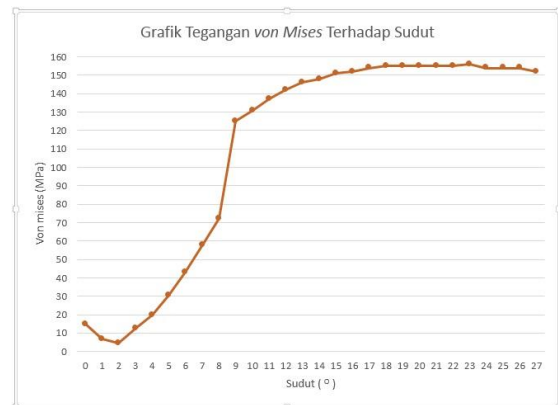
Fase berikutnya adalah fase *loading respons* dimana pada fase ini posisi garis *trochanter knee* dan *knee ankle* kaki

manusia membentuk sudut 15° sebagaimana terlihat pada Gambar 6. Pada fase ini kaki menopang berat tubuh sepenuhnya.



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

Setelah proses analisa tegangan menggunakan SolidWorks simulation, diketahui bahwa hasil tegangan von Mises pada batang 2, selama melakukan pergerakan dari sudut 0° – 27° ditunjukkan pada Gambar 7.

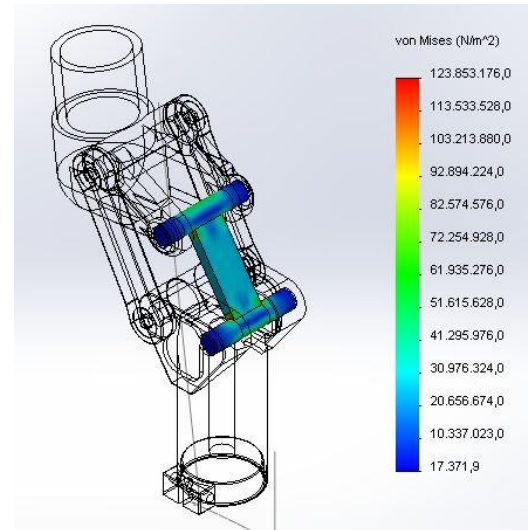


Gambar 7. Grafik Pembebanan *initial contact-loading respons*.

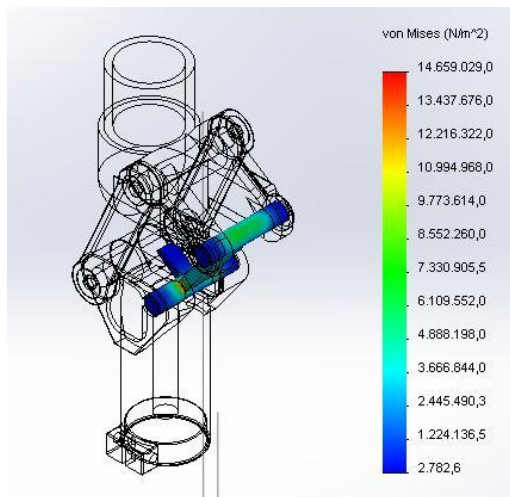
Tegangan tinggi pertama didapat pada sudut 0° sebesar 14 MPa (Gambar 8). Kemudian tegangan turun pada sudut 2° sebesar 1,6 MPa (Gambar 9). Tegangan tinggi kedua didapat pada sudut 9° sebesar 123 MPa (Gambar 10). Tegangan tinggi ketiga di dapat pada sudut 13° Sebesar 143 MPa (Gambar 11). Pertambahan nilai tegangan von Mises terus terjadi sampai di

titik maksimal pada sudut 23° sebesar 156 MPa (Gambar 12).

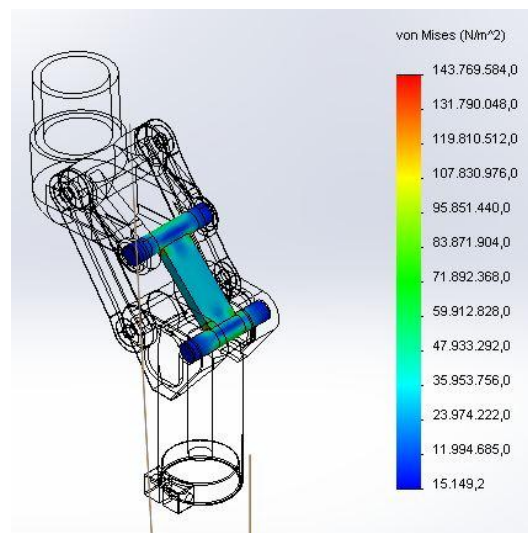
Berdasarkan simulasi tegangan pada posisi sudut kaki saat proses *initial contact-loading response* dengan sudut 0° - 27° diketahui bahwa nilai tegangan von Mises menunjukkan nilai yang berbeda akibat adanya beban yang diterima oleh sendi saat AKP digunakan. Tegangan maksimal terdapat saat posisi kaki fase loading respons pada sudut 23° sebesar 156 MPa. Hasil tegangan ini masih dibawah batas tegangan *yield strength* sebesar 172 MPa. Nilai maksimal tegangan von Mises ini memiliki faktor keamanan sebesar 1.1.



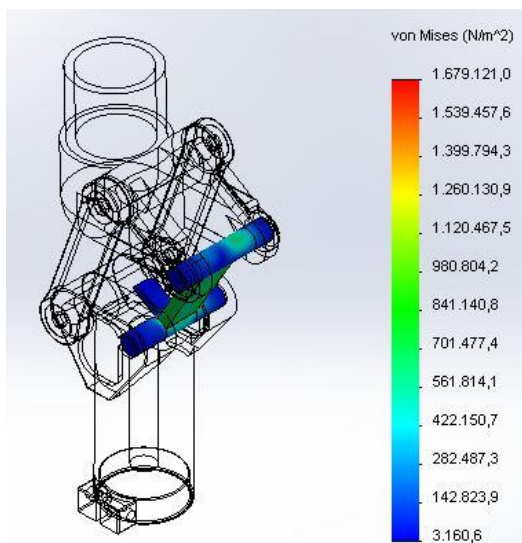
Gambar 10. Tegangan von Mises batang 2 saat sudut 9°



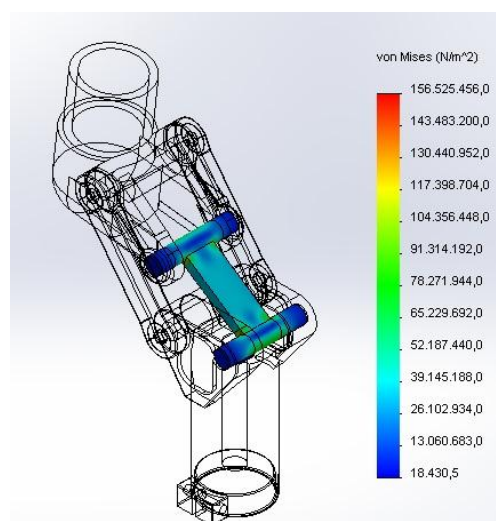
Gambar 8. Tegangan von Mises batang 2 saat sudut 0°



Gambar 11. Tegangan von Mises batang 2 saat sudut 13°



Gambar 9. Tegangan von Mises batang 2 saat sudut 2°



Gambar 12. Tegangan von Mises batang 2 saat sudut 23°

Nilai tegangan maksimum pada desain ketiga AKP JTM UNDIP ini dapat dikurangi dengan menambah dimensi lebar dan ketebalan dari batang 2 sehingga faktor keamanannya dapat meningkat. Tahap penelitian berikutnya akan berkonsentrasi terhadap 2 hal. Yang pertama membahas mengenai optimasi dimensi dari batang 2 yang mampu memberikan faktor keamanan minimal sebesar 1.5 – 2 sehingga desain ketiga AKP JTM UNDIP dapat memiliki umur pakai yang relatif lama.

Yang kedua mengkaji seluruh tahapan *gait cycle* saat desain ketiga AKP JTM UNDIP digunakan untuk berjalan. Hal ini bermanfaat untuk mengamati respon gerakan berjalan terhadap AKP ini.

Kesimpulan

Penelitian ini merupakan tahap awal penelitian mengenai perancangan dan simulasi pembebanan desain ketiga AKP JTM UNDIP saat digunakan dalam *initial contact-loading response* sebagai langkah pertama dari *gait cycle*.

Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa tegangan minimal terdapat saat posisi kaki fase *initial contact* pada sudut 2° sebesar 1.6 MPa. Tegangan maksimal terdapat saat posisi kaki fase *loading respons* dengan sudut 23° sebesar 156 MPa. Hasil tegangan ini masih dibawah batas tegangan *yield strength* sebesar 172 MPa dengan faktor keamanan 1.1. Batang 2 pada desain ketiga AKP JTM UNDIP masih dinyatakan aman dari kegagalan saat melakukan pembebanan pada fase *initial contact – loading respon*.

Meskipun demikian penelitian ini akan dikembangkan lebih lanjut untuk mendapatkan dimensi yang memiliki faktor keamanan yang lebih tinggi dan jangkauan gerak *gait cycle* yang lebih luas.

Ucapan Terimakasih

Terimakasih pada Direktorat Jendral Penguatan Riset dan Pengembangan, Kementrian RISTEK DIKTI yang telah mendanai penelitian ini

melalui skema penelitian Hibah Bersaing Tahun Anggaran 2015.

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*, 4th Ed., Butterworth Heinemann Elsevier, Philadelphia, USA. 2007.