

## Perancangan Alat Bantu Terapi Berjalan Untuk Penderita Lumpuh Kaki

Nuha Desi Anggraeni<sup>1\*</sup>, Iwan Agustiawan<sup>1</sup>, dan Aldi Renaldi Nurzaman<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut Teknologi Nasional, Jl. PKH. Mustapa No 23 Bandung Indonesia

\*nuhadesi@gmail.com

### Abstrak

Kelumpuhan adalah suatu kondisi seseorang yang tidak bisa menggerakkan seluruh atau sebagian tubuhnya. Hal ini terjadi akibat pesan yang dikirimkan otak melalui syaraf tidak dapat tersampaikan sehingga bagian tubuh tidak dapat merespon pesan tersebut. Untuk membantu penderita kelumpuhan, dikembangkan alat yang dapat membantu menggerakkan bagian tubuh yang tidak dapat bergerak (lumpuh) tersebut yang disebut *exoskeleton*. *Exoskeleton* adalah suatu tulang tambahan/tulang terluar yang biasanya ada di hewan seperti kepiting, lobster, belalang, dan lain-lain. Untuk membantu Bergeraknya *exoskeleton*, digunakan aktuator dengan daya tertentu. Aspek biomekanika dan ilmu mekanika diterapkan dalam mengembangkan *exoskeleton*, selain mempelajari tentang kelumpuhan. Penelitian ini dilakukan untuk merancang *exoskeleton* sebagai alat bantu terapi berjalan untuk penderita kelumpuhan. Proses perancangan dibantu dengan beberapa perangkat lunak, diantaranya *Matlab* dan *SolidWorks*. Perangkat lunak digunakan untuk memudahkan perancangan sistem mekanik dan simulasi gerakan model *exoskeleton*. Penelitian ini dirancang khusus untuk pasien dengan tinggi pasien tersebut 155 cm, panjang kaki 91 cm, dan berat pasien 540 N dan dari data tersebut di dapatkan spesifikasi perancangan dengan berat 10,9 N, tinggi 154 cm dan berbahan Aluminium 2024. Selain spesifikasi rancangan hasil akhir yang di dapatkan juga adalah daya aktuator yang di butuhkan untuk menggerakkan rangka pada bagian paha dan betis, dimana gaya aktuator pada bagian rangka adalah sebesar 34,31 dan gaya aktuator pada bagian betis sebesar 31,16 N.

**Kata kunci :** Kelumpuhan, *Exoskeleton*, aktuator

### Pendahuluan

Lumpuh merupakan suatu kondisi seseorang tidak dapat menggerakkan seluruh atau sebagian tubuhnya. Seseorang yang mengalami lumpuh, segala akitivitasnya sangatlah terbatas dan sehingga perlu dibantu oleh orang lain, atau menggunakan alat bantu untuk beraktivitas.

*Exoskeleton* adalah suatu alat yang berupa tulang tambahan yang bertujuan meningkatkan kemampuan penggunaanya dalam menggerakkan anggota tubuhnya. Selain itu juga *Exoskeleton* juga bisa berfungsi sebagai alat bantu untuk orang-orang yang memiliki keterbatasan pada anggota tubuhnya, seperti lumpuh pada

kaki. *Exoskeleton* dapat menggerakkan sendi-sendi pada bagian tubuh yang lumpuh atau tidak berfungsi, dengan bantuan beberapa sensor sehingga bagian sendi tersebut dapat bergerak sesuai fungsinya. Untuk memaksimalkan *exoskeleton*, bagian-bagian sendi digerakka oleh beberapa motor. Komponen penting lainnya, seperti sensor, *controller*, baterai, serta bantuan dari sistem pneumatik maupun hidrolik digunakan dalam perancangan.

Dalam penelitian ini dirancang *exoskeleton* pada bagian kaki (dari paha hingga mata kaki), karena proses perancangan difokuskan untuk pengguna lumpuh kaki. Rancangan ini dibuat untuk

membantu proses terapi berjalan bagi yang mengidap lumpuh kaki.

### Data Kebutuhan Subjek

Sebelum memulai proses perancangan dilakukan proses wawancara pada dokter serta subjek penelitian yang mengidap kelumpuhan. Subjek penelitian adalah wanita (53 tahun) yang telah mengidap kelumpuhan akibat stroke dari tahun 2012 hingga tahun 2015. Subjek telah melakukan terapi untuk menunjang kesembuhannya, beberapa proses terapi yang telah di jalannya antara lain terapi wicara, fisio terapi, dan beberapa terapi tradisional seperti terapi tusuk jarum. Hasil wawancara tersebut didapatkan beberapa kebutuhan (keinginan) subjek, dirangkum dalam tabel berikut:

Tabel 11 Daftar Kebutuhan Subjek

| No | Kebutuhan       | Butuh | Biasa | Tidak |
|----|-----------------|-------|-------|-------|
| 1  | Fleksibel       | O     | X     | X     |
| 2  | Murah           | O     | X     | X     |
| 3  | Mudah digunakan | O     | X     | X     |
| 4  | Ringan          | O     | X     | X     |
| 5  | Mudah perawatan | X     | O     | X     |

Dari tabel 1, dapat disimpulkan bahwa kebutuhan pasien di antaranya fleksibel, mudah di operasikan, ringan, kuat, dan efisien, yaitu:

- ❖ Fleksibel berarti mudah dalam pemakaian, subjek yang berbeda dapat menggunakan alat yang sama
- ❖ Mudah dioperasikan berarti mudah digunakan baik oleh subjek ataupun oleh tim dokter.
- ❖ Ringan berarti ketika digunakan oleh subjek, subjek mudah beraktivitas.
- ❖ Kuat berarti kokoh sehingga dapat menyangga subjek dengan bobot berbeda.

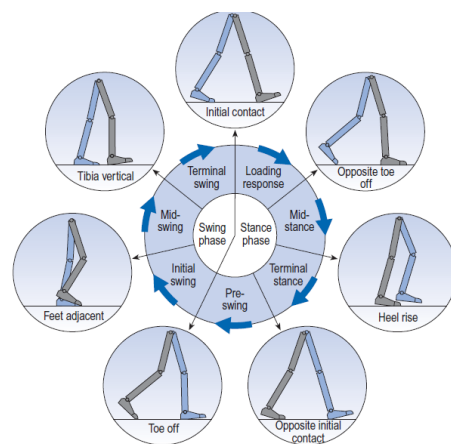
- ❖ Efisien berarti dengan menggunakan alat ini proses terapi menjadi lebih bermanfaat.

### Data Subjek

Selain data kebutuhan subjek, diperlukan data antropometri untuk mendukung perancangan. Dalam perancangan ini data tubuh bagian bawah yang digunakan adalah panjang kaki, panjang paha, dan panjang betis.

### Sistem Mekanik Tubuh Bagian Bawah

Sistem mekanik yang ada dibagian *lower body* (bagian bawah tubuh) tersusun dari 3 bagian yaitu: paha, betis dan telapak kaki. Bagian tersebut dihubungkan dengan 3 sendi (*joint*) yaitu pangkal paha, lutut, dan mata kaki. Sendi tersebut adalah sebagai penggerak sekaligus penyambung, ketika otot berkontraksi akibat merespon perintah dari otak untuk menggerakkan tubuh. Respon ini kemudian diteruskan ke sendi sehingga akhirnya tubuh bergerak sesuai dengan perintah otak [1]. Pola berjalan manusia normal diuraikan seperti gambar 1.



Gambar 35 Siklus Gerak Berjalan

Siklus pola berjalan *gait* pada gambar 1. dijelaskan sebagai berikut:

1. *Initial Contact* bisa disebut *heelstrike* adalah terjadi saat tumit pada kaki acuan pertama kali menyentuh tanah.
2. *Opposite Toe Off* adalah saat dimana ibu jari pada kaki yang berlawanan

dengan kaki acuan akan mengangkat untuk tidak menyentuh tanah.

3. *Heel Rise* adalah saat tumit pada kaki acuan akan melayang atau tidak menyentuh tanah.
4. *Opposite Initial Contact* adalah saat tumit pada kaki yang berlawanan dari kaki acuan, pertama kali menyentuh tanah.
5. *Toe Off* adalah saat ibu jari kaki acuan tepat akan melayang.
6. *Feet Adjacent* adalah saat kaki acuan mengayun melewati kaki yang lain dan kedua kaki saling berdampingan.
7. *Tibia Vertical* adalah saat tulang betis kaki acuan sejajar dengan garis vertikal.

Dari siklus diatas proses berjalan dibagi menjadi 7 proses, empat proses pada saat kaki acuan menjejak (fasa menjejak) dan tiga lainnya pada saat kaki acuan mengayun (fasa mengayun). Fasa menjejak dapat dikenal juga sebagai fasa menyangga yang diawali dengan tumit pada kaki acuan menyentuh tanah dan berakhir pada saat ibu jari pada kaki acuan tepat akan melayang. Maka fasa ini di bagi menjadi 4:

1. *Loading Response* (0-10%).
2. *Mid-stance* (10-30%).
3. *Terminal Stance* (30-50%).
4. *Pre-Swing* (50-60%).

Fasa mengayun diawali dari ibu jari kaki acuan tepat akan berada di atas tanah (melayang) dan berakhir saat tumit pada kaki acuan menyentuh dasar untuk kedua kalinya. Fasa ini dibagi menjadi tiga:

1. *Initial Swing* (60-70%).
2. *Mid-Swing* (70-85%).
3. *Terminal Swing* (85-100%).

Setelah mengetahui dasar dari bagian-bagian *lower body* dan proses berjalan manusia normal, dilanjutkan dengan melihat parameter-parameter dari *gait* yang paling umum digunakan pada setiap analisis *gait*. Parameter itu sendiri terdiri dari:

1. Periode berjalan (*Cycle Time*) adalah waktu yang dibutuhkan untuk melakukan satu siklus *gait*.

2. Irama berjalan (*Cadence*) adalah jumlah langkah terhitung dalam satu menit (langkah/menit).
3. Panjang langkah (*Stride Length*) adalah jarak antara penempatan dua kaki yang sama atau merupakan jarak yang di tempuh selama satu siklus.
4. Laju berjalan (*Walking Speed*) adalah jarak yang di tempuh tiap satu satuan waktu selama berjalan (m/s).

Tabel 2 menunjukan nilai rata-rata normal dari pola berjalan orang normal.

Tabel 2. Nilai Rata-Rata Orang Berjalan [3]

| Variable            | Male<br>Mean (SD) | Female<br>Mean (SD) |
|---------------------|-------------------|---------------------|
| Cadence (step/min)  | 84.13 (7.75)      | 84.97 (5.26)        |
| Cycle period (s)    | 1.44 (0.13)       | 1.42 (0.09)         |
| Stride length (m)   | 1.14 (0.12)       | 1.09 (0.11)         |
| Walking speed (m/s) | 0.8 (0.13)        | 0.75 (0.16)         |

### Spesifikasi Rancangan

Setelah mendapatkan data (data anatomi tubuh bagian bawah), dilanjutkan dengan memilih jenis material yang cocok untuk *exoskeleton*. Terdapat 4 jenis material yang di rekomendasikan yaitu: 1) Serat Karbon (*Carbon Fiber*), 2) Aluminium, 3) Baja (*Steel*), dan 4) Titanium.

Tabel 3. Tabel Material

|              | Jenis Material |           |      |          |
|--------------|----------------|-----------|------|----------|
|              | Serat Karbon   | Aluminium | Baja | Titanium |
| Kekuatan     | 9              | 6         | 9    | 9        |
| Harga        | 3              | 9         | 7    | 3        |
| Mudah bentuk | 8              | 8         | 6    | 8        |
| Tahan Karat  | 9              | 9         | 3    | 9        |
| Berat        | 9              | 8         | 3    | 8        |
| total nilai  | 38             | 40        | 28   | 37       |

1-3= Sangat Buruk/Sangat Mahal/Sangat Berat

4-6= Cukup Baik/Cukup Murah/Cukup Ringan

7-8= Baik/Murah/Ringan

9-10=

SangatBaik/SangatMurah/SangatRingan

Dari tabel 3, dapat disimpulkan bahwa jenis material aluminium cocok digunakan, dari harga yang murah, kekuatan yang cukup baik, mudah bentuk yang baik, ketahanan

karat yang sangat baik, dan memiliki berat yang ringan [4]. Selain itu, spesifikasi rancangan pun disesuaikan dengan kebutuhan dari pengguna atau dokter sesuai dengan tabel 1. Spesifikasi *exoskeleton* adalah sebagai berikut:

Berat : 10.9 kg

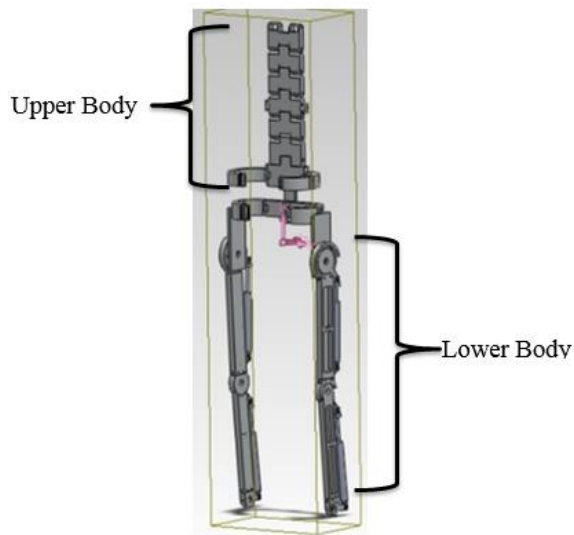
Tinggi : 154 cm (Optional)

Lebar : Optional

Bahan : Aluminium 2024

### Mekanisme Pergerakan Rancangan Exoskeleton

*Exoskeleton* dibagi menjadi 2 bagian yaitu bagian atas (*upper body*) dan bagian bawah (*lower body*) seperti pada gambar 2.



Gambar 36 Bagian Dari Frame Exoskeleton

Bagian atas dibuat menyerupai tulang belakang agar bagian atas tubuh pasien bisa bergerak bebas karena ketika manusia sedang berjalan seluruh tubuh ikut bergerak untuk menyeimbangkan gerakan [5].

Pada bagian pinggang dibuat seperti belt yang berfungsi untuk mengikat tubuh subjek. Belt tersebut juga dirancang agar dapat digunakan berbagai ukuran. Pada bagian *spine* (tulang belakang) dapat dipasang tali/*belt* yang menyerupai *backpack*, agar tubuh bagian atas subjek menyatu dengan *exoskeleton*.

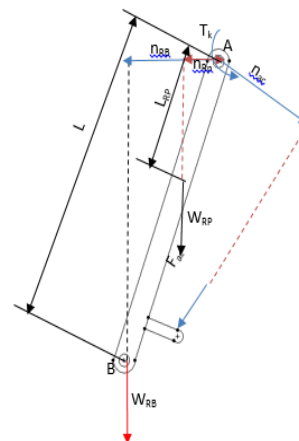
Pada bagian belakang rangka bagian bawah terpasang aktuator pneumatik. Bagian pinggul dan rangka kaki terpasang *belt* untuk mengikat kaki dari subjek.

Ketika paha bergerak naik maka aktuator mendorong batang ke atas, menghasilkan perpanjangan batang dan mendorong rangka ke atas, dibatasi batang engkol dan pembatas yang ada di rangka sehingga batang engkol akan tertahan dan membuat rangka terangkat karena adanya gaya dorong yang di hasilkan oleh tekanan pada aktuator, sebaliknya ketika batang turun maka rangka ikut turun ke bawah karena gaya dorong dari aktuator di hilangkan.

Mekanisme bagian betis menyerupai mekanisme bagian paha. Ketika aktuator diberi tekanan maka batang akan mendorong engkol yang menghasilkan gaya ke dorong ke atas yang berguna untuk mendorong rangka betis naik ke atas. Lalu ketika aktuator dihilangkan tekanannya maka engkol akan tertarik ke atas dan membuat rangka kaki turun ke bawah kembali seperti semula.

### Perhitungan Gaya Aktuator

- ❖ Perhitungan gaya aktuator pada sudut gerak maksimum yaitu  $20^\circ$  untuk rangka paha. Untuk melakukan perhitungan gaya tersebut, perlu diuraikan diagram benda bebas pada paha seperti terlihat pada gambar 3.



Gambar 37 DBB Rangka Paha

$F_{ac}$  = gaya aktuator

$n_{RP}$  = jarak pusat massa rangka paha = 8,2 cm = 0,082 m

$W_{RP}$  = berat rangka paha = 10,5 N

$T_k$  = torsi kaki = 0.99 Nm (Nilai Maksimum Torsi Paha)

$n_{ac}$  = jarak aktuator = 8,25 cm = 0,0825 m

$W_{RB}$  = berat rangka betis = 7 N

$n_{RB}$  = Lengan Momen  $n_{RB}$  = 14,023 cm = 0,14 m

$L$  = 41,02 cm = 0,41 m

$L_{RP}$  = 24,097 cm = 0,24 m

sehingga:

$$\sum M_B = 0$$

$$(F_{ac} \cdot n_{ac}) - T_p - W_{RP} \cdot n_{RP} - (W_{RB} \cdot n_{RB}) = 0$$

$$F_{ac} \cdot n_{ac} = T_p + (W_{RP} \cdot n_{RP}) + (W_{RB} \cdot n_{RB})$$

$$F_{ac} = \frac{T_p + (W_{RP} \cdot n_{RP}) + (W_{RB} \cdot n_{RB})}{n_{ac}}$$

$$F_{ac} = \frac{0,99 \text{ Nm} + (10,5 \frac{\text{kg} \cdot \text{m}}{\text{s}^2} \cdot 0,082 \text{ m} + (7 \frac{\text{kg} \cdot \text{m}}{\text{s}^2}) \cdot 0,14 \text{ m})}{0,0825 \text{ m}}$$

$$= 34,31 \text{ N}$$

Gaya dari aktuator adalah sebesar 34,31 N, gaya ini digunakan untuk mencari daya aktuator yang dibutuhkan dalam perancangan.

❖ Gaya Aktuator pada Rangka Paha dengan diameter 20mm:

$F_{ac}$  = gaya aktuator = 34,31 N

$D$  = diameter piston  
= 20mm = 2,0cm = 0,020m

$$A = \frac{1}{4} \pi D^2$$

$$= \frac{1}{4} \pi \cdot (0,020)^2$$

$$= 3,141 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

Sehingga:

$$P = \frac{F_{ac}}{A}$$

$$P = \frac{34,31 \text{ N}}{(3,141 \times 10^{-4} \text{ m}^2)}$$

$$= 109232 \text{ Pa} = 1,1 \text{ Bar}$$

❖ Gaya Aktuator pada Rangka Paha dengan diameter 10mm:

$D$  = diameter piston  
= 10mm = 1,0cm = 0,010m

$$A = \frac{1}{4} \pi D^2$$

$$= \frac{1}{4} \pi \cdot (0,010)^2$$

$$= 7,85 \times 10^{-5} \text{ m}^2$$

Sehingga:

$$P = \frac{F_{ac}}{A}$$

$$P = \frac{34,31 \text{ N}}{(7,85 \times 10^{-5} \text{ m}^2)}$$

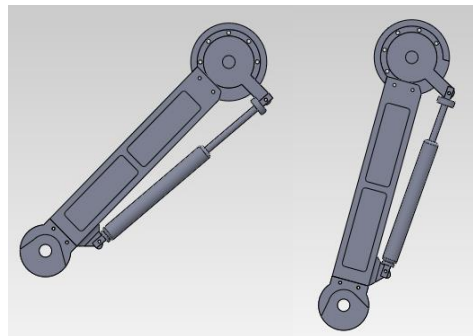
$$= 437070 \text{ Pa} = 4,3 \text{ Bar}$$

Hasil tekanan yang didapat dengan menggunakan diameter piston 2,0 mm sebesar 1,1 Bar sedangkan bila menggunakan diameter piston 10 mm sebesar 4,3 Bar.

Persamaan yang sama digunakan untuk mencari gaya aktuator pada rangka paha.

### Visualisasi Hasil Perancangan

Mekanisme rangka paha dan betis hasil perancangan diperlihatkan pada gambar 4.

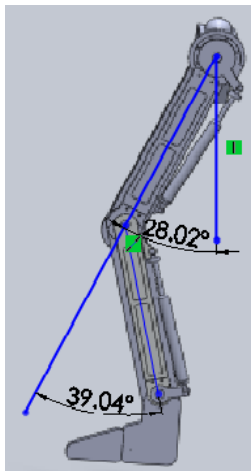


Gambar 38 Mekanisme Rangka Paha

Ketika paha akan bergerak naik maka aktuator mendorong *rod* ke atas yang menghasilkan perpanjangan pada rod dan mendorong rangka ke atas dan di batasi oleh batang engkol dan pembatas yang ada di rangka sehingga batang engkol akan tertahan dan membuat rangka terangkat karena adanya gaya dorong yang di hasilkan oleh tekanan yang di berikan kepada aktuator [6], sebaliknya ketika *rod* turun maka rangka pun akan ikut turun ke bawah karena gaya dorong dari aktuator di hilangkan.

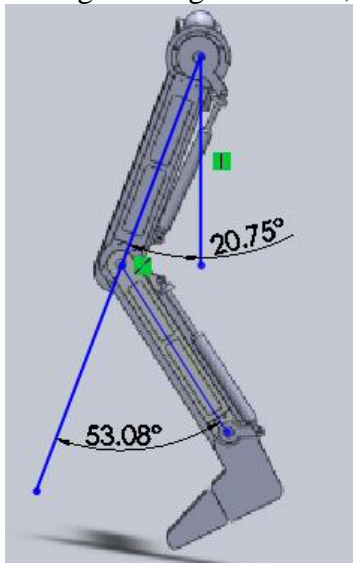
Hasil akhir perancangan diperlihatkan pada gambar 5. Pada gambar ini memperlihatkan posisi rangka paha pada sudut 28° dimana posisi ini adalah posisi flexion, sedangkan

pada betis posisi ketika flexionnya adalah  $39,04^\circ$ .



Gambar 39 Visualisasi rangka

Gambar 6 adalah sudut yang di capai rangka paha dan betis ketika melakukan proses flexion, sudut ini adalah sudut yang di harapkan walaupun tidak sempurna, dimana rangka paha mencapai sudut  $20,75^\circ$ , sedangkan rangka betis  $53,08^\circ$ .



Gambar 40 Visualisasi saat flexion

### Kesimpulan

1. Nilai momen inersia pada betis yang di dapatkan menggunakan program *matlab* berbeda dengan nilai yang di dapatkan pada perhitungan secara teoritik sebesar  $0,03 \text{ Nm}^2$  sedangkan hasil dari program *matlab* sebesar  $0,11 \text{ Nm}^2$  hal ini di

sebabkan ketika proses pemasukan persamaan pada program *matlab* ada kesalahan atau terjadi *error* yang menyebabkan nilai yang di dapatkan berbeda.

2. Harga dari gaya aktuator pada rangka paha dan betis berbeda, nilai gaya aktuator paha  $34,31 \text{ N}$  dan betis nilainya  $31,16 \text{ N}$  hal ini disebabkan pada rangka paha, rangka harus menahan berat dari rangka paha itu sendiri, rangka betis dan juga torsi kaki.
3. Tegangan yang terjadi pada rangka bagian paha dan betis lebih kecil di bandingkan dengan tegangan yield material, nilai dari tegangan paha  $501557,9 \text{ Pa}$  dan betis  $813895,08 \text{ Pa}$  sedangkan nilai tegangan yield materialnya  $96 \text{ MPa}$ , perbedaan nilai yang cukup jauh ini menghasilkan nilai safety factor sangat besar yaitu 192 pada paha dan 118 pada betis. Sehingga dapat disimpulkan bahwa rangka pada dimensi perancangan ini aman, kuat dan ringan.

### Referensi

- [1] C. L. Vaughan, B. L. Davis, and J. C. O'Connor, *Dynamics of Human Gait*. Cape Town: Kiboho, 1999.
- [2] M. W. Whittle, *Gait Analysis: An Introduction*. New York: Elsevier, 2007.
- [3] Nuha Desi Anggraeni, Ferryanto, Suryo Tri Atmojo, Sandro Miharadi, Tatacipta Dirgantara, Andi Isra Mahyuddin, Gait Parameters Determination by 3D Motion Analyzer System for Initial Indonesian Gait Database, AUN/SEED - Net Regional Conference on Mechanical and Manufacturing Engineering (RCMME 2013), 25 - 26 November 2013, p. 315 - 325., Kuala Lumpur, Malaysia, 2013.
- [4] E.P. Popov. *Mecjanics of Materials*, 2<sup>nd</sup> edition (SI version), 1978, Prentice Hall, USA.



- [5] B. Koopman, H. J. Grootenboer, and H. J. de Jongh, "An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking," *Journal of Biomechanics*, vol. 28, pp. 1369-1376, 1995.
- [6] S. E. Rodrigo, J. A. C. Silva, M. P. T. Silva, and O. H. Penisi, "Analysis of human gait based on multibody formulations and optimization tools," *Mechanics Based Design of Structures and Machines*, vol. 36, pp. 446-477, 2008.