

## Kinematic and Dynamic Analysis of Lower Limb Exoskeleton Robot

Munadi<sup>1,\*</sup>, M. I. Zulkarnain<sup>1</sup>, M. Ariyanto<sup>1</sup>, Norman Iskandar<sup>1</sup>, J.D. Setiawan<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Lab. Robotika, Otomasi, dan Komputasi, Departemen Teknik Mesin, Universitas Diponegoro

<sup>2</sup>Lab. Mekatronika, Instrumentasi, dan Reliability, Departemen Teknik Mesin,  
Universitas Diponegoro

\*Korespondensi: muna\_096@yahoo.com

**Abstract.** The lower limb exoskeleton robot is a robot that serves as a tool for walking movement, especially in the lower body for patients with paraplegia. This article is trying to develop the design of the lower limb exoskeleton robot for Indonesian. Drawing the lower limb exoskeleton robot using software, as for kinematic and dynamic analysis using Matlab and RoboAnalyzer software. The kinematic analysis is related to the robot movement regardless of the inertia effect that occurs when the robot moves, while the dynamic analysis is related to the inertial effect of the structure of the robot structure physically resulting from the movement generated by the actuator torque when the robot is performing the movement. Dynamic analysis is based on the Lagrangian equation. The design of the lower limb exoskeleton robot structure is intended for Indonesians with a height of 165 cm and a maximum weight of 80 kg. The robot is designed using an aluminum alloy 2024 material. The simulation results using PID controls show the torque required by the robot actuators.

**Abstrak.** Robot *lower limb exoskeleton* merupakan robot yang berfungsi sebagai alat bantu gerakan berjalan khususnya untuk tubuh bagian bawah bagi penderita *paraplegia*. Artikel ini mencoba mengembangkan desain robot *lower limb exoskeleton* bagi orang Indonesia. *Drawing robot lower limb exoskeleton* menggunakan perangkat lunak, adapun analisa kinematik dan dinamik menggunakan software Matlab dan RoboAnalyzer. Analisa kinematik berkaitan dengan gerakan robot tanpa memandang efek inersia/ kelembaman yang terjadi ketika robot melakukan gerakan, sedang analisa dinamik berhubungan dengan efek inersia dari struktur dari struktur robot secara fisik hasil dari gerakan yang ditimbulkan oleh torsi aktuator ketika robot sedang melakukan pergerakan. Analisa dinamik didasarkan pada persamaan Lagrangian. Adapun desain struktur robot *lower limb exoskeleton* ini ditujukan bagi orang Indonesia dengan tinggi 165 cm dan berat maksimal 80 kg. Robot didesain menggunakan material paduan aluminium 2024. Hasil simulasi menggunakan kontrol PID menunjukkan torsi yang dibutuhkan aktuator robot.

**Kata kunci:** robot lower limb exoskeleton, paraplegia, kinematik, dynamic

© 2017. BKSTM-Indonesia. All rights reserved

### Pendahuluan

Robot *exoskeleton* adalah robot yang berfungsi sebagai alat rehabilitasi bagi penderita *paraplegia* yang menderita kelumpuhan pada bagian tubuh bawah, sehingga robot ini bisa kita sebut robot *lower limb exoskeleton*. Pada penelitian yang sudah dilakukan, robot *exoskeleton* digunakan untuk terapi yang dilengkapi dengan kontrol dimana sangat membantu pengguna untuk melakukan gerakan, dan hasilnya dapat meningkatkan fungsi motorik bila dibandingkan dengan pelatihan *treadmill*. Selain itu *exoskeleton* untuk terapi dapat menjadi alat penilaian yang berharga bagi dokter dan terapis. Bukti terbaru menunjukkan bahwa terapi dengan menggunakan robot *exoskeleton* yang dikombinasikan dengan program terapi tradisional dapat meningkatkan fungsi belajar motorik [1, 2].

Beberapa penelitian tentang robot *exoskeleton* telah dilakukan sebelumnya, diantaranya tentang *Wearable Lower Limb Antrhopomorphic Exo-*

*skeleton System* (WLLAE) yang terdiri dari kostum yang dirancang dari miniatur sendi, bio dan sensor inersia, modul kontroler tertanam, dan fitur keselamatan [3].

Penelitian lain yang dikembangkan dari Universitas Tsukuba adalah *Hybrid Assistive Limb* (HAL) [4-6] yang merupakan salah satu jenis robot *exoskeleton* yang dirancang untuk rehabilitasi, support tenaga kerja, dan untuk penyelamatan. Versi baru dari HAL, yaitu HAL-5 (seluruh tubuh) menargetkan pengguna *paraplegia*. Adapun berat *lower body model* (bagian kaki) sekitar 15 kg. Alat ini dioperasikan menggunakan baterai yang mampu beroperasi selama dua jam. HAL memiliki unit kontrol di dalam ransel yang dikendalikan oleh pengguna. Sistem operasi yang digunakan berupa Linux dan menggunakan *wireless local area network*.

*ReWalk exoskeleton* [7] adalah pakaian bermotor dari Argo Medical Technologies Inc. yang

dapat digunakan untuk terapi dimana memiliki *hip* dan *knee* yang gerakannya bertenaga dari motor. Robot ini terdiri dari *case* yang menutup kom-ponen robot, motor DC untuk menggerakkan setiap bagian *joint*, baterai yang dapat diisi ulang yang terletak dalam ransel, *array* sensor dan sistem kontrol komputer. Proses gerakan berjalan dengan cara sensor membaca perubahan pada pusat gravitasi pengguna. Pengguna juga memiliki *remote control* yang ditempatkan di lengannya seperti jam tangan. Dengan *interface* ini memungkinkan untuk melakukan tugas yang berbeda, seperti duduk dan naik-turun tangga. *ReWalk* ditujukan bagi para penyandang cacat ekstremitas bawah yang menderita luka di sumsum tulang belakang. Pengguna harus dibantu dengan peno-pang (tongkat) agar dapat menjaga keseimba-ngannya. *ReWalk* memiliki dua model *exoskeleton*, yaitu *ReWalk Rehabilitation* dan *ReWalk Personal*. Model yang pertama ditujukan untuk terapis dan telah digunakan di pusat-pusat rehabilitasi. Se-dangkan untuk model yang kedua ditujukan untuk pribadi sebagai alat bantu dalam melakukan ke-giatan sehari-hari.

*Ekso Bionics* (sebelumnya *Barkeley Bionics*) telah mengembangkan *exoskeleton* untuk penggunaan militer, yang meluncurkan *exoskeleton* versi rehabilitasi dan disebut *eLEGS (Exoskeleton Lower Extremity Gait System)* yang kemudian berganti nama pada tahun 2011 menjadi *Ekso* [8]. Berat *Ekso* sekitar 20 kg dan memiliki kecepatan maksimum 3,2 km/jam dengan daya tahan baterai selama 6 jam. *Ekso Bionics* ini dapat melakukan gerakan *sit-to-stand*, *stand-to-sit*, dan berjalan pada garis lurus.

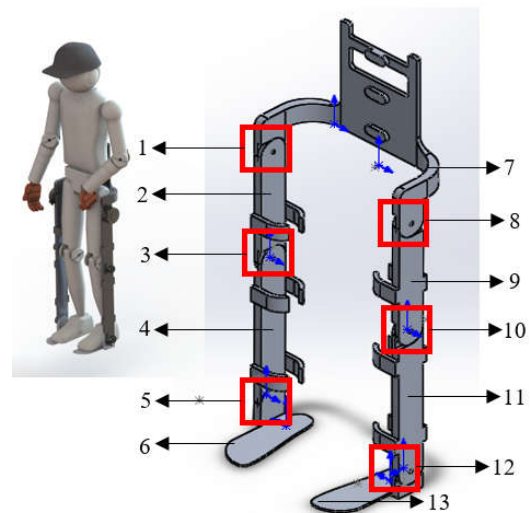
*Vanderbilt Exoskeleton* yang dikembangkan oleh Ryan James Farris [9] (*Central Intelligent Mechatronics*) merupakan robot yang dirancang untuk memberikan bantuan kepada para penyandang *paraplegia* dengan berat badan maksimum yang bisa ditopang 91 kg. Berat perangkat ini sekitar 12 kg yang hanya memiliki *hip* dan *knee* sebagai *joint joint* yang digerakkan. *Angkle joint* dan *foot support* tidak disediakan pada perangkat ini tetapi sudah terpasang dengan *ankle-foot orthosis* sendiri. Perangkat ini didukung oleh motor DC *brushless* dengan reduksi *gear* 24:1 dengan torsi maksimum yang kontinyu 12 Nm untuk *hip joint* dan *ankle joint*. Selain itu, motor untuk *knee joint* dilengkapi dengan rem elektro-mekanis yang mengunci *knee joint* untuk mencegah kegagalan pada *power* motor. Potensiometer digunakan sebagai sensor posisi sudut. Kontrol *orthosis* didasarkan pada informasi postural yang diukur pada perangkat yang memungkinkan peng-guna untuk mengontrol secara *otonomously*.

Desain robot *lower limb exoskeleton* pada penelitian ini diperuntukan sebagai alat bantu reha-

bilitasi penderita *paraplegia* yang memiliki kelumpuhan pada anggota tubuh bagian bawah khususnya dari pinggang sampai telapak kaki dengan cedera pada tulang belakang pada bagian Th<sub>7</sub> – Th<sub>12</sub>. Robot didesain untuk tinggi dan berat penderita 165 cm dan maksimal 80 kg.

### Desain Robot Lower Limb Exoskeleton

Proses *drawing* robot *lower limb exoskeleton* berdasarkan pada dimensi orang Indonesia dan direncanakan untuk orang Indonesia. *Drawing* dilakukan dengan cara mendesain part dari masing-masing komponen. Terdapat 7 part komponen yang jika digabungkan maka akan menjadi sebuah robot *lower limb exoskeleton*. Selanjutnya setelah *part-part* dari setiap komponen tersebut di *assembly* menjadi sebuah desain robot *lower limb exoskeleton*, dan hasilnya ditunjukkan pada gambar 1. Adapun dimensi/ukuran robot *lower limb exoskeleton* ditabelkan pada tabel 1.



Gambar 1. Desain robot lower limb exoskeleton.

Keterangan :

- |                          |                          |
|--------------------------|--------------------------|
| 1: Hip joint kaki kanan  | 8: Hip joint kaki kiri   |
| 2: Femur kaki kanan      | 9: Femur kaki kiri       |
| 3: Knee joint kaki kanan | 10: Knee joint kaki kiri |
| 4: Fibula kaki kanan     | 11: Fibula kaki kiri     |
| 5: Ankle foot kaki kanan | 12: Ankle foot kaki kiri |
| 6: Foot kaki kanan       | 13: Foot kaki kiri       |
| 7: Hip support           |                          |

Tabel 1. Dimensi umum robot

Spesifikasi	Dimensi
Tinggi robot total	110,2 cm
Tinggi total (dari hip joint sampai ankle joint)	69 cm
Lebar robot	42 cm
Tinggi pinggul	35 cm
Panjang pinggul	16 cm
Lebar pinggul	42 cm
Tinggi kaki bagian paha	30 cm

Tinggi kaki bagian tulang kering	39 cm
Tinggi telapak kaki	6,2 cm
Panjang telapak kaki	25 cm
Lebar telapak kaki	9 cm
Tebal telapak kaki	0,5 cm
Berat total desain robot	10,5 kg

Adapun bahan yang akan digunakan untuk membuat link robot *exoskeleton* menggunakan material paduan aluminium dengan kode 2024. Material ini memiliki modulus elastik sekitar 73.000 MPa dan *yield strength* 75.829 MPa. Sifat-sifat lain ditunjukkan pada tabel 2. Pemilihan material ini didasarkan pada sifat aluminium yang ringan namun tetap kokoh, sehingga tidak membebani pasien.

**Tabel 2.** Sifat material paduan aluminium 2024

Property	Nilai	Satuan
Elastic Modulus	73000	MPa
Poisson's Ratio	0.33	-
Mass Density	2800	Kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	186.126	MPa
Yield Strength	75.829	MPa

### Pemodelan Kinematik Robot

Pemodelan kinematik merupakan langkah cakup yang penting dalam proses mendesain sebuah robot. Tujuannya untuk menghitung posisi *end effector* terhadap sudut sendi. Langkahnya adalah membuat model robot, selanjutnya menggambar sumbu ke masing-masing sendi. Pendekatan *devanit-hartenberg* (DH) *parameters* digunakan, yang akan memberikan sumbu yang berbeda pada setiap sendi yang bergerak. Parameter DH mendetailkan setiap sendi robot menjadi empat parameter, masing-masing diambil dengan mengacu pada *frame* gabungan sebelumnya. Lebih jelasnya ditunjukkan pada tabel 3.

**Tabel 3.** DH parameter robot

Link	$a_{i-1}$	$\alpha_{i-1}$	$d_i$	$\theta_i$
1	0,30	0°	0	$\theta_1$
2	0,39	0°	0	$\theta_2$
3	0,06	0°	0	$\theta_3$

Setelah tabel DH parameter diperoleh, maka parameter tersebut digunakan untuk menyatakan transformasi tiap link ke i-1 dengan link ke-i yang ditunjukkan pada persamaan 1 - 3.

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & l_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & l_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$${}^1_2T = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & l_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & l_2 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & l_3 \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & l_3 \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Selanjutnya berdasarkan transformasi link 0 ke 3, maka didapatkan matrik transformasi  ${}^0_3T$  yang ditunjukkan pada Persamaan 4.

$${}^0_3T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Berdasarkan desain robot, diperoleh koordinat akhir robot sesuai dengan panjang link yang dinyatakan pada persamaan 5.

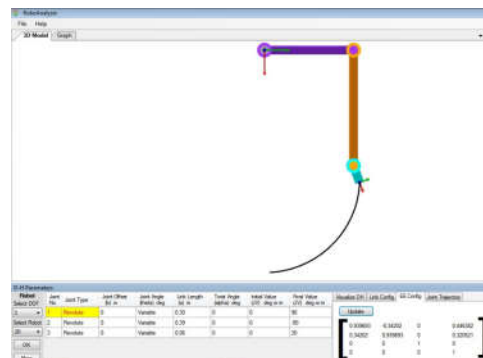
$$\begin{aligned} x &= l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ y &= l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{aligned} \quad (5)$$

Ketika kita memasukkan semua sudut awal *hip*, *knee* dan *ankle* 0, maka diperoleh posisi  $x = 0,75$  m dan  $y = 0$ . Selanjutnya pada robot ini, pergerakan sudut maksimum pada *lower limb exoskeleton* ditunjukkan pada tabel 4.

**Tabel 4.** Peregrakan sudut maksimum robot

No	Jenis Gerakan	Hip	Knee	Angkle
1	<i>Flexion</i>	100°	-100°	20°
2	<i>Extension</i>	20°	5°	20°

Adapun dalam penelitian ini, kami mencoba dengan sudut  $\theta_1 = 90^\circ$ ,  $\theta_2 = -90^\circ$ ,  $\theta_3 = 20^\circ$  sehingga diperoleh koordinat posisi  $x = 0,446$  m dan  $y = 0,320$  m. Hasil ini kami validasi dengan softawre Robo Analyzer seperti yang ditunjukkan pada gambar 2, dan hasilnya sama.



**Gambar 2.** Validasi dengan Robo Analyzer.

**Pemodelan Dinamik**

Pemodelan dinamik robot berkaitan antara gaya yang bekerja pada mekanisme robot dan percepatan yang dihasilkan. Mekanisme robot dimodelkan sebagai sistem *rigid body*, dalam hal ini dinamik robot adalah penerapan dinamik *rigid body* ke robot. Untuk menganalisa pergerakan dinamik robot digunakan persamaan *Lagrangian* yang merupakan selisih dari energi kinetik (EK) dan energi potensial (EP), dan ditunjukkan pada persamaan 6.

$$L = EK - EP \tag{6}$$

Penurunan model *Lagrangian* dimulai dengan memperkenalkan prinsip-prinsip dalam menghitung torsi yang bekerja pada aktuator robot dengan menggunakan pertimbangan energi.

Pada dasarnya, sebuah sistem mekanis dengan n derajat kebebasan dapat digambarkan dengan n koordinat umum, dilambangkan  $q_1...q_n$ . Ketika sistem tersebut bergerak dari waktu A ke waktu B, prinsip *Hamilton's* menyatakan bahwa perbedaan energi kinetik dan energi potensial adalah minimal. Ini berarti bahwa integral berikut ini memiliki nilai yang penting, dimana I adalah minimal yang ditunjukkan pada persamaan 7.

$$I(\theta, \dot{\theta}) = \int_A^B L(t, \theta, \dot{\theta}) dt \tag{7}$$

I adalah fungsi yang didefinisikan pada suatu kurva dengan nilai sebenarnya, t adalah waktu, dan  $\theta$  adalah koordinat umum. Selanjutnya, Gaya dari luar Q dapat dihitung dengan menggunakan prinsip *Lagrange-d'Alembert*, yaitu ditunjukkan pada persamaan 8.

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial L}{\partial q} = Q \tag{8}$$

Sudut sendi  $\theta$  akan digunakan sebagai koordinat umum yang akan menghasilkan perhitungan sederhana. Hal ini juga mengubah gaya eksternal ke torsi yang dihasilkan dari gerakan dan gravitasi pada sistem. Gesekan pada sendi dan gaya dorongan udara akan diabaikan, serta gaya pegas dari kabel juga diabaikan. Dengan demikian,  $\tau$  adalah torsi aktuator yang ditunjukkan pada Persamaan 9 [10].

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial L}{\partial \theta} = \tau_{\theta} \tag{9}$$

Berdasarkan Persamaan 9, maka kita dapatkan nilai  $\tau_{\theta_1}, \tau_{\theta_2}$ , dan  $\tau_{\theta_3}$ .

Pada dasarnya, Persamaan 9 dapat dinyatakan ke dalam bentuk sistem gerak dengan menggunakan sistem Persamaan 10.

$$B(q) \ddot{q} + C(\dot{q}, q) + g(q) = F \tag{10}$$

dimana B adalah matriks inersia, C merupakan matriks C, dan g adalah matriks gravitasi dengan nilai dari masing-masing matriks yang dinyatakan pada Persamaan 11.

$$q = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{bmatrix} \quad \dot{q} = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad \ddot{q} = \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix}$$

$$B(q) = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} \\ B_{21} & B_{22} & B_{23} \\ B_{31} & B_{32} & B_{33} \end{bmatrix}$$

$$C(\dot{q}, q) = \begin{bmatrix} C_1 \\ C_2 \\ C_3 \end{bmatrix}; \quad g(q) = \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \\ g_3 \end{bmatrix} \tag{11}$$

$$F = \begin{bmatrix} \tau_{\theta_1} \\ \tau_{\theta_2} \\ \tau_{\theta_3} \end{bmatrix}$$

Selanjutnya dengan melakukan operasi matematik pada persamaan 11, maka didapatkan persamaan 12.

$$B(q) \ddot{q} = F - (C(\dot{q}, q) + g(q))$$

$$\ddot{q} = B(q)^{-1} [F - (C(\dot{q}, q) + g(q))]$$

$$\hat{F} = B(q)^{-1} (-C(\dot{q}, q) - g(q)) + \hat{F} \tag{12}$$

dimana

$$\hat{F} = B(q)^{-1} F \Leftrightarrow F = B(q) \hat{F}$$

Kemudian sistem dipisahkan untuk mendapatkan input non-fisik baru yang dinyatakan pada persamaan 13.

$$\hat{F} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} \tag{13}$$

Adapun input torsi dalam sistem dinyatakan dalam persamaan 14.

$$F = B(q) \hat{F}$$

$$\begin{bmatrix} \tau_{\theta_1} \\ \tau_{\theta_2} \\ \tau_{\theta_3} \end{bmatrix} = B(q) \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} \tag{14}$$

Sedangkan sinyal *error* dinyatakan dengan persamaan 15.

$$\begin{aligned} e(\theta_1) &= \theta_{1f} - \theta_1 \\ e(\theta_2) &= \theta_{2f} - \theta_2 \\ e(\theta_3) &= \theta_{3f} - \theta_3 \end{aligned} \quad (15)$$

Untuk simulasi, nilai posisi akhir dan posisi awal dinyatakan pada persamaan 16.

$$\begin{bmatrix} \theta_{1f} \\ \theta_{2f} \\ \theta_{3f} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\pi}{2} \\ -\frac{\pi}{2} \\ \frac{\pi}{2} \end{bmatrix}; \theta_0 = \begin{bmatrix} -\frac{\pi}{2} \\ \frac{\pi}{2} \\ -\frac{\pi}{2} \end{bmatrix} \quad (16)$$

Kemudian untuk menstabilkan sistem maka digunakan kontrol PID, dimana persamaan kontrol PID yang digunakan dinyatakan pada persamaan 17.

$$\begin{aligned} f &= K_p e + K_D \dot{e} + K_I \int e dt \\ \tau_1 &= K_{p1}(\theta_{1f} - \theta_1) - K_{D1}\dot{\theta}_1 + K_{I1}e(\theta_1) dt \\ \tau_2 &= K_{p2}(\theta_{2f} - \theta_2) - K_{D2}\dot{\theta}_2 + K_{I2}e(\theta_2) dt \\ \tau_3 &= K_{p3}(\theta_{3f} - \theta_3) - K_{D3}\dot{\theta}_3 + K_{I3}e(\theta_3) dt \end{aligned} \quad (17)$$

Maka, persamaan sistem lengkap sesuai dengan persamaan 12, dimana detainya dinyatakan dalam persamaan 18.

$$\hat{F} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{p1}(\theta_{1f} - \theta_1) - K_{D1}\dot{\theta}_1 + K_{I1}e(\theta_1) dt \\ K_{p2}(\theta_{2f} - \theta_2) - K_{D2}\dot{\theta}_2 + K_{I2}e(\theta_2) dt \\ K_{p3}(\theta_{3f} - \theta_3) - K_{D3}\dot{\theta}_3 + K_{I3}e(\theta_3) dt \end{bmatrix} \quad (18)$$

Dalam penggunaan kontrol PID diperlukan fungsi tambahan *dummy state* pada setiap sudut untuk memisahkan integrasi di dalam komputer saat pengaplikasiannya. Nilai *dummy state* yang diperlukan dinyatakan pada Persamaan 19.

$$\begin{aligned} x_1 &= \int e(\theta_1) dt \Rightarrow \dot{x}_1 = \theta_{1f} - \theta_1 \\ x_2 &= \int e(\theta_2) dt \Rightarrow \dot{x}_2 = \theta_{2f} - \theta_2 \\ x_3 &= \int e(\theta_3) dt \Rightarrow \dot{x}_3 = \theta_{3f} - \theta_3 \end{aligned} \quad (19)$$

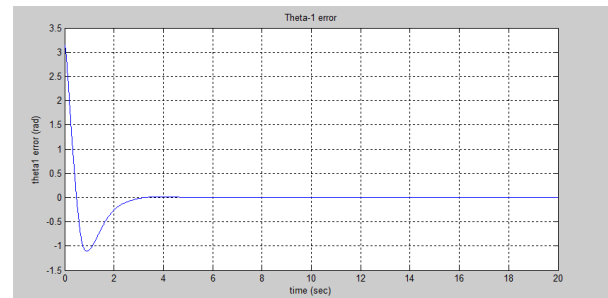
Dan sistem lengkap dinyatakan sebagai berikut ini:

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} = B(q)^{-1} [-C(\dot{q}) - g(q)] + \begin{bmatrix} K_{p1}(\theta_{1f} - \theta_1) - K_{D1}\dot{\theta}_1 + K_{I1}e(\theta_1) dt \\ K_{p2}(\theta_{2f} - \theta_2) - K_{D2}\dot{\theta}_2 + K_{I2}e(\theta_2) dt \\ K_{p3}(\theta_{3f} - \theta_3) - K_{D3}\dot{\theta}_3 + K_{I3}e(\theta_3) dt \end{bmatrix}$$

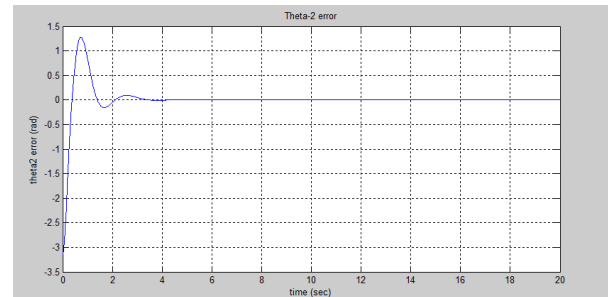
Selanjutnya, 3 parameter kontrol ( $K_P$ ,  $K_D$ , dan  $K_I$ ) ditentukan untuk mendapatkan hasil yang terbaik. Parameter yang diperoleh dari hasil *tuning* yang terbaik adalah sebagai berikut:

$$\begin{aligned} K_{p1} &= 52 & K_{p2} &= 44 & K_{p3} &= 80 \\ K_{D1} &= 54 & K_{D2} &= 100 & K_{D3} &= 120 \\ K_{I1} &= 16 & K_{I2} &= 12 & K_{I3} &= 36 \end{aligned}$$

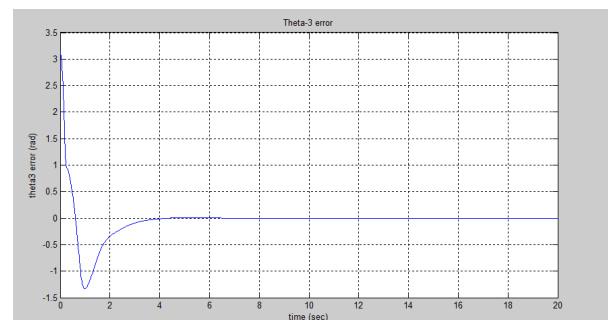
Dari analisa yang telah dilakukan, maka didapatkan hasil berupa grafik nilai *error* dari masing-masing sudut  $\theta_1, \theta_2, \theta_3$  yang ditunjukkan pada gambar 3 - 5 dimana rata-rata *error* menuju 0 mulai detik ke-4.



Gambar 3. Nilai *error* pada sudut  $\theta_1$ .



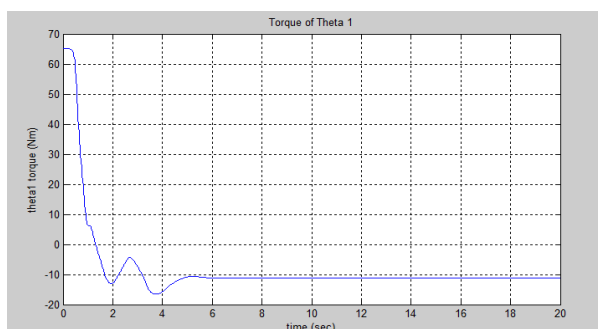
Gambar 4. Nilai *error* pada sudut  $\theta_2$ .



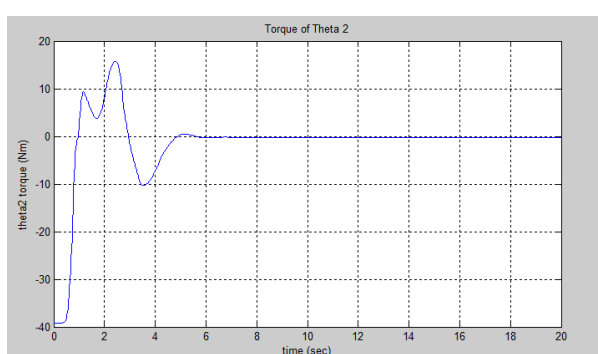
Gambar 5. Nilai *error* pada sudut  $\theta_3$ .

Nilai torsi pada masing-masing sendi ditunjukkan pada gambar 6 sampai dengan Gambar 8. Berdasarkan gambar 6 menunjukkan bahwa pada saat  $t = 0$  torsi  $\theta_1$  memiliki nilai yang cukup tinggi 65 Nm, kemudian turun sampai -12 Nm pada detik 2. Mulai detik 5 sampai detik 20 dapat dilihat respon

dari sistem sudah tidak mengalami gangguan, sehingga nilai torsi untuk  $\theta_1 = -11$  Nm.

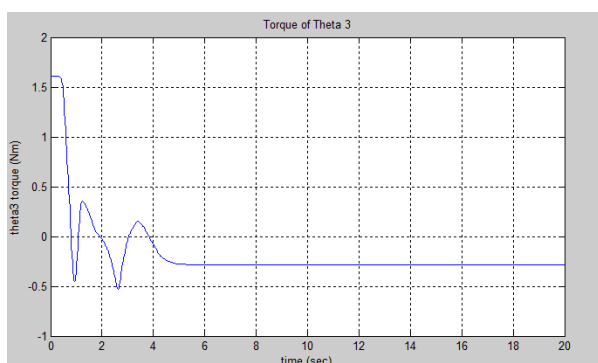


Gambar 6. Nilai torsi pada sudut sendi  $\theta_1$ .



Gambar 7. Nilai torsi pada sudut sendi  $\theta_2$ .

Selanjutnya untuk torsi untuk  $\theta_2$  dapat ditunjukkan pada gambar 7, dimana pada saat  $t = 0$  torsi  $\theta_2$  memiliki nilai -39 Nm, kemudian naik sampai 10 Nm pada detik 1. *Overshoot* terjadi pada detik 2,5 dengan nilai torsi 15 Nm dan *undershoot* pada detik 3,5 dengan nilai torsi aktual -10 Nm.



Gambar 8. Nilai torsi pada sudut sendi  $\theta_3$ .

Adapun untuk torsi untuk  $\theta_3$  ditunjukkan pada gambar 4.10. Dari gambar 8, dimana dapat dilihat bahwa pada saat  $t = 0$  torsi pada sendi  $\theta_3$  memiliki nilai yang cukup rendah yaitu 1,6 Nm, kemudian turun sampai -0,45 Nm pada detik 1. *Overshoot* terjadi pada detik 1,2 dengan nilai 0,4 Nm dan

*undershoot* terjadi pada detik 2,5 dengan nilai -0,5 Nm. Mulai detik 4 sampai detik 20 dapat dilihat bahwa torsi sistem sudah steady.

## Kesimpulan

Robot *lower limb exoskeleton* didesain sebagai alat bantu rehabilitasi penderita *paraplegia* ( $Th_7 - Th_{12}$ ) agar dapat kembali berjalan. Dimensi robot disesuaikan dengan ukuran orang dewasa Indonesia yaitu untuk tinggi orang Indonesia 165 cm dan estimasi berat badan 80 kg. Material yang digunakan dari paduan aluminium. Analisa kinematik telah dilakukan dan divalidasi dengan alat bantu Robo Analyzer dimana menghasilkan koordinat  $(x,y) = (0,446$  m,  $0,320$  m) untuk sudut sendi  $\theta_1 = 90^\circ$ ,  $\theta_2 = -90^\circ$ ,  $\theta_3 = 20^\circ$ . Analisa dinamik dilakukan berdasarkan turunan persamaan Lagrangian. Dengan menggunakan kontrol PID, analisa dinamik menunjukkan nilai torsi yang dibutuhkan untuk menggerakkan link, dan nilai *error* menuju nol.

## Referensi

- [1] Bortole, Magno, 2013. Design and control of a robotic exoskeleton for gait rehabilitation, Madrid: Universidad Carlos III De Madrid,.
- [2] Panich, Surachai, 2012. Design and simulation of a leg-exoskeleton suit for rehabilitation, USA: Global Journals Inc., 12(3).
- [3] Wearable Lower Limb Exoskeleton pada <http://www.soheil-sadeqi.com/exoskeleton/> (diakses pada 01 Agustus 2017).
- [4] Ogata, T. Et al., 2015. Hybrid Assistive Limb (Hal) Rehabilitation In Patients With Acute Hemorrhagic Stroke, *Neurologia Medico Chirurgica*, 55 (12), 901–906.
- [5] Kasaoka K, Sankai Y, 2001. Predictive control estimating operator's intention for stepping-up motion by exoskeleton type power assist system HAL, 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Hawaii, USA, 29 Okt–3 Nov 2001.
- [6] Lee S, Sankai Y, 2002. Power assist control for leg with HAL-3 based on virtual torque 347 and impedance adjustment, the IEEE International Conference on 348 Systems, Man and Cybernetics, 4(6).
- [7] CADTH, 2015. Rewalk: Robotic exoskeletons for spinal cord Injury, *Cadth Issues in Emerging Health Technologies Informing Decisions About New Health Technologies*, 141.

- [8] Shannon Casey, 2014. Ekso Bionics: Ekso (eLEGS), BME 281 First Presentation, Biomedical Engineering, University of Rhode Island, 15 November 2014.
- [9] Farris, Ryan James, 2012. Design of a powered lower-limb exoskeleton and control for gait assistance in paraplegics, Doctoral dissertation, Vanderbilt University.
- [10] Craig, John, 2005. Introduction to robotics mechanics and control 3rd edition". USA: Addition-Wesley Publishing Company.
- [11] Ogata, K., 2010. Modern control engineering fifth edition, New Jersey: Prentice Hall.