
SISTEM MEKANIK DAN ELEKTRIK PADA PROTOTYPE ROBOT REHABILITASI KAKI

Novian Fajar Satria¹, Endah Suryawati Ningrum², Hernandi Firmansyah Putra³

^{1,2,3}Politeknik Elektronika Negeri Surabaya; JL. Raya ITS, Kampus PENS, Sukolilo, Surabaya,
telp/fax : +62-31-5947280/+62-315946114

^{1,2,3}Program Studi Mekatronika, Departemen Teknik Mekanika dan Energi, Surabaya
e-mail: ¹ovinmeka@pens.ac.id, ²endah@pens.ac.id, ³hernandifputra@me.student.pens.ac.id

Abstrak

Pasien stroke memerlukan rehabilitasi untuk memperbaiki fungsi bagian tubuh yang sakit. Pasien memiliki ketergantungan terhadap terapis yang memiliki keterbatasan durasi dan intensitas untuk menemani proses rehabilitasi pasien. Pengembangan teknologi robotika modern memberikan solusi untuk melakukan rehabilitasi secara mandiri. Penelitian ini telah membuat prototipe robot rehabilitasi kaki dengan desain mekanik yang dirancang berdasarkan referensi gerakan rehabilitasi kaki yaitu gerakan kaki bagian atas dan gerakan kaki bagian bawah. Gerakan tersebut adalah menekuk dan meluruskan lutut, serta gerakan mengangkat dan menurunkan paha. Penyesuaian mekanik terhadap gerakan yang diterapkan membuat prototipe terbagi dari beberapa bagian yaitu kerangka badan, kerangka kaki dan packing aktuator. Kerangka kaki pada prototipe memiliki dua sendi bebas. Sistem power legs dibuat untuk melengkapi cara kerja prototipe dan mendukung usaha pergerakan secara mandiri yang dilakukan pengguna. Hasil pengujian sistem yang telah diterapkan pada prototipe ini adalah aktuator yang berfungsi untuk membantu gerakan kaki pengguna, mampu mengikuti gerakan kaki pengguna dan memberikan tenaga tambahan. Penyesuaian kemampuan aktuator dapat diatur sesuai kebutuhan pengguna melalui pengaturan PWM motor yang digunakan.

Kata kunci— *Pasien Stroke, Robot Rehabilitasi, Sistem Power Legs.*

Abstract

Stroke patients need rehabilitation to repair diseased parts of the body. Patients have limitations on therapists who have limitations and intensity to accompany the patient's rehabilitation process. The development of modern robotics technology provides solutions for independent consultations. This research has made a prototype of a rehabilitation robot with a mechanical design based on the foot rehabilitation movement reference as upper leg movement and lower leg movement. The movement is to bend and straighten the knee, and the movement of lifting and lowering the thigh. Mechanical adjustments to the movements applied make the prototype divided into several parts, namely asking the body, approving the legs and packing the actuator. The leg frame on the prototype has two free joints. The power system legs are built to complement the workings of the prototype and support the user's independent movement effort. The results of system testing that have been applied to this prototype are actuators that serve to assist users, provide user movement and provide additional power PWM motor used.

Keywords— *Stroke Patients, Rehabilitation Robot, Sistem Power Legs.*

1. PENDAHULUAN

Masalah yang sering dialami oleh pasien stroke dan paling ditakuti adalah gangguan gerak. Pasien mengalami kesulitan saat berjalan karena mengalami gangguan pada kekuatan otot, keseimbangan dan koordinasi gerak. Pasien memerlukan rehabilitasi medik untuk mengembalikan mobilitas pasien. Melalui upaya rehabilitasi diharapkan kemampuan untuk menggerakkan bagian tubuh yang sakit dapat pulih kembali, sehingga tingkat kemandirian dapat meningkat. Durasi dan intensitas latihan terapi fisik dengan cara rehabilitasi konvensional mengakibatkan keterbatasan pada ketersediaan waktu terapis. Cara mengurangi ketergantungan pada terapis dalam melakukan latihan fisik adalah perlu adanya alternatif bentuk rehabilitasi yang memungkinkan penderita stroke untuk menjalani latihan terapi fisik tanpa didampingi secara berkelanjutan oleh terapis. Penggunaan perangkat canggih dibutuhkan untuk memenuhi tugas pelatihan dan memperbaiki efek pelatihan (Xianggang, Zenghe, 2013). Teknologi robotika modern telah memberi kelebihan pada kenyamanan dan efisiensi untuk melakukan rehabilitasi yang dikenal sebagai robot rehabilitasi (Jin, Zeng, 2013). Rehabilitasi dengan teknologi robotika memfasilitasi terciptanya rehabilitasi yang interaktif, berintensitas tinggi dan repetitif dari anggota gerak yang sakit. Robot rehabilitasi membutuhkan motor penggerak besar untuk menghasilkan torsi sendi yang diinginkan. Motor penggerak ini tidak praktis dan mahal. Hal ini akan menyebabkan biaya tinggi untuk mengembangkan robot rehabilitasi bagian bawah (Qiu hao, Kechao, 2009). Biaya keseluruhan yang dibutuhkan untuk menyediakan sistem rehabilitasi berbasis teknologi tersebut sangatlah tinggi, sehingga menjadi kurang memungkinkan diterapkan di negara-negara berkembang seperti Indonesia.

Dekade terakhir ini, pengembangan desain dan mekanisme pada robot rehabilitasi telah dilakukan oleh beberapa peneliti. Gambaran awal dari perkembangan robot rehabilitasi adalah memindahkan pasien melalui gerakan yang telah ditentukan daripada membiarkan pasien bergerak dibawah kendali saraf motorik mereka sendiri (Jianxin, Yong, 2014). Pasien cenderung mengurangi aktivitas otot dari anggota badan yang sakit saat mereka tidak melakukan usaha gerakan selama latihan. Beberapa peneliti memberi istilah bahwa strategi pelatihan awal dari robot rehabilitasi yaitu dengan strategi pelatihan pasif, oleh karena itu pelatihan aktif diusulkan untuk melibatkan kontribusi pasien untuk menggerakkan bagian tubuh yang sakit. Efeknya tercermin pada gerakan saat terjadi gaya aktif yang memberikan umpan balik positif kepada pasien dan meningkatkan motivasi pasien untuk menggerakkan bagian tubuh yang sakit (Jin, Zeng, 2013). Beberapa penelitian sebelumnya seperti pada jurnal (Jianxin, Yong, 2014) telah merancang robot rehabilitasi pasif yang memanfaatkan bantuan gravitasi dan tidak menggunakan motor penggerak. Bantuan gravitasi tersebut akan meningkatkan rentang gerak dari sendi kaki. Kesulitan utama pada penelitian ini terletak pada orientasi vektor gravitasi yang memengaruhi keseimbangan.

Jurnal (Jin, Zeng, 2013) membuat rancangan exoskeleton kaki sebagai robot rehabilitasi dengan menggunakan dua sendi bebas pada satu kaki yaitu pada pinggul dan lutut yang digerakkan oleh motor DC. Setiap sendi dilengkapi dengan encoder dan sensor torsi. Desain mekanik dari prototipe ini seperti kursi, sehingga mengharuskan pengguna untuk duduk selama rehabilitasi. Jurnal (Qiu hao, Kechao, 2009) menggunakan struktur 3 sendi pada satu kaki yaitu pada pinggul, lutut dan pergelangan kaki dari tungkai bawah. Proses rehabilitasi yang dilakukan pengguna harus duduk, karena desain mekanik pada prototipe statis menempel pada lantai. Penelitian berikutnya terdapat di jurnal (Sunil, Sai, 2007) yaitu rancangan prototipe robot rehabilitasi kaki yang memiliki dua sendi. Struktur sendi bebas berada pada pinggul dan lutut. Setiap sendi digerakkan menggunakan sepasang otot pneumatik. Jurnal dari (Weiguang, Xiaodong, 2016) telah merancang prototipe exoskeleton kaki sebagai robot rehabilitasi dengan tiga sendi. Prototipe dilengkapi dengan tongkat yang dilengkapi dengan tombol sebagai pengendali. Perintah gerakan tersebut mengurangi inisiatif gerakan kaki pengguna.

2. METODE PENELITIAN

Tahapan pengerjaan penelitian ini berawal dari perancangan desain mekanik. Proses perancangan desain mekanik diperlukan untuk mengetahui gerakan rehabilitasi yang menjadi acuan gerak pada prototipe robot rehabilitasi kaki. Dilakukan beberapa perhitungan untuk mengetahui kriteria yang dibutuhkan seperti perhitungan segmen berat tubuh manusia dan perhitungan kebutuhan torsi motor DC. Perhitungan segmen berat tubuh manusia dilakukan untuk mengetahui kriteria berat yang dapat ditopang oleh kaki pengguna, sehingga perhitungan tersebut menjadi batasan berat kerangka kaki prototipe robot rehabilitasi. Perhitungan torsi motor DC dilakukan untuk mengetahui kriteria motor DC yang diperlukan. Tahapan pengerjaan penelitian selanjutnya adalah pengujian prototipe.

2.1 Penentuan Kriteria Gerakan Rehabilitasi Kaki yang Diterapkan pada Prototipe

Proses awal pengerjaan pada penelitian ini adalah menentukan kriteria gerakan rehabilitasi kaki yang diterapkan pada prototipe. Rehabilitasi kaki yang dilakukan berawal dengan latihan Range Of Motion (ROM). Mobilisasi persendian dengan latihan Range Of Motion (ROM) merupakan salah satu bentuk rehabilitasi awal pada penderita stroke. Range Of Motion (ROM) adalah latihan yang dilakukan untuk mempertahankan dan memperbaiki tingkat kesempurnaan kemampuan menggerakkan persendian secara normal serta meningkatkan massa otot dan tonus otot (Potter, Perry, 2010). Memberikan latihan Range Of Motion (ROM) secara dini dapat meningkatkan kekuatan otot karena dapat menstimulasi motorik. Semakin banyak motorik yang terlibat maka akan terjadi peningkatan kekuatan otot (Mansjoer, 2010). Contoh Range Of Motion (ROM) yang dilakukan pada Gambar 1 dan Gambar 2 menjadi acuan desain mekanik yang mendukung pengguna untuk melakukan Range Of Motion (ROM).



Gambar 1. Gerakan menekuk dan meluruskan lutut.

Sumber: Darwati, 2017. "Penerapan Range Of Motion (ROM) Keluarga yang Mengalami Stroke". Karya Tulis Ilmiah D3 Jurusan Keperawatan, Sekolah Tinggi Kesehatan Muhammadiyah, Kebumen, Hal. 64.

Gambar 1 menunjukkan salah satu contoh Range Of Motion (ROM) yaitu gerakan menekuk dan meluruskan lutut pasien. Gerakan yang dilakukan bertujuan untuk mempertahankan atau memperbaiki kemampuan menggerakkan lutut. Latihan gerakan lutut dapat meningkatkan kekuatan otot pada daerah lutut. Latihan gerakan yang dilakukan secara rutin tersebut dapat memperbaiki fungsi dari otot pengguna. Gambar 2 menunjukkan salah satu contoh Range Of Motion (ROM) yaitu gerakan untuk pangkal paha. Gerakan yang dilakukan

bertujuan untuk mempertahankan atau memperbaiki kemampuan menggerakkan pangkal paha. Latihan gerakan tersebut dapat meningkatkan kekuatan otot pada daerah pangkal paha. Contoh Range Of Motion (ROM) yang dilakukan pada Gambar 1 dan Gambar 2 menjadi acuan desain mekanik yang mendukung pengguna untuk melakukan Range Of Motion (ROM).



Gambar 2. Gerakan untuk pangkal paha.

Sumber: Darwati, 2017. “Penerapan Range Of Motion (ROM) Keluarga yang Mengalami Stroke”. Karya Tulis Ilmiah D3 Jurusan Keperawatan, Sekolah Tinggi Kesehatan Muhammadiyah, Kebumen, Hal. 65.

2.2 Perhitungan Segmen Berat Tubuh Manusia

Persentase pembagian berat tubuh pada masing-masing anggota tubuh telah dibahas pada buku (Charles, 1969). Pembahasan tersebut dikenal dengan segmen berat tubuh manusia. Pengetahuan segmen berat tubuh manusia perlu diketahui untuk mendapatkan persentase berat bagian tubuh dari berat total pada tubuh manusia. Terdapat hasil persentase berat pada masing-masing bagian tubuh yang telah diteliti. Hasil pembahasan buku (Charles, 1969) dapat dilihat pada Gambar 3.

SEGMENTAL WEIGHT/BODY WEIGHT RATIOS FROM SEVERAL CADAVER STUDIES*

Source	Harless (1860)	Braune and Fischer (1889)	Fischer (1906)	Dempster (1955)	Dempster (1955)	This Study
Sample Size	2	3	1	8	8	13
Head	7.6%	7.0%	8.8%	7.9%	(8.1)%	7.3
Trunk	44.2	46.1	45.2	48.6	(49.7)	50.7
Total Arm	5.7	6.2	5.4	4.9	(5.0)	4.9
Upper Arm	3.2	3.3	2.8	2.7	(2.8)	2.6
Forearm & Hand	2.6	2.9	2.6	2.2	(2.2)	2.3
Forearm	1.7	2.1	1.6	(1.6)	1.6
Hand	0.9	0.8	0.6	(0.6)	0.7
Total Leg	18.4	17.2	17.6	15.7	(16.1)	16.1
Thigh	11.9	10.7	11.0	9.7	(9.9)	10.3
Calf & Foot	6.6	6.5	6.6	6.0	(6.1)	5.8
Calf	4.6	4.8	4.5	4.5	(4.6)	4.3
Foot	2.0	1.7	2.1	1.4	(1.4)	1.5
Sum	100.0	100.0	100.0	97.7	100.0	100.0

Gambar 3. Segmen berat tubuh manusia.

Sumber: Charles E. Clauser, 1969. *Weight, Volume, and Center Mass of Segments of The Human Body*. Aerospace Medical Research Laboratory, Virginia, Hal. 60.

Berdasarkan pembahasan segmen berat tubuh manusia pada Gambar 3, maka dapat ditentukan persentase berat paha (thigh) dari total berat tubuh manusia yaitu 10% dari total berat tubuh, massa betis (calf) adalah 4% dari total berat tubuh dan massa telapak kaki (foot) adalah 1,5%

dari total berat tubuh. Berdasarkan referensi yang ada, maka didapatkan persamaan sebagai berikut:

$$mpaha = 10\% \times mtotal \quad (1)$$

Keterangan:

mpaha = massa dari paha (kg)

mtotal = massa total dari tubuh (kg)

Persamaan (1) adalah rumus untuk menghitung massa paha berdasarkan referensi dari segmen berat tubuh manusia yang telah diteliti oleh (Charles, 1969).

$$mbetis = 4\% \times mtotal \quad (2)$$

Keterangan:

mbetis = massa dari betis (kg)

mtotal = massa total dari tubuh (kg)

Persamaan (2) adalah rumus untuk menghitung massa betis berdasarkan referensi dari segmen berat tubuh manusia yang telah diteliti oleh (Charles, 1969).

$$mtelapak = 1,5\% \times mtotal \quad (3)$$

Keterangan:

mtelapak = massa dari telapak kaki (kg)

mtotal = massa total dari tubuh (kg)

Persamaan (3) adalah rumus untuk menghitung massa telapak kaki berdasarkan referensi dari segmen berat tubuh manusia yang telah diteliti oleh (Charles, 1969).

$$mbawah = mbetis + mtelapak \quad (4)$$

Keterangan:

mbawah = massa total dari kaki bagian bawah (kg)

mbetis = massa dari betis (kg)

mtelapak = massa dari telapak (kg)

Persamaan (4) adalah rumus untuk menghitung massa kaki bagian bawah berdasarkan referensi dari segmen berat tubuh manusia yang telah diteliti oleh (Charles, 1969).

$$mkaki = mpaha + mbetis + mtelapak \quad (5)$$

Keterangan:

mkaki = massa total dari kaki bagian atas dan bagian bawah (kg)

mpaha = massa dari paha (kg)

mbetis = massa dari betis (kg)

mtelapak = massa dari telapak kaki (kg)

Persamaan (5) adalah rumus untuk menghitung massa kaki total yaitu kaki bagian atas dan kaki bagian bawah berdasarkan referensi dari segmen berat tubuh manusia yang telah diteliti oleh (Charles, 1969). Persamaan yang didapatkan akan menjadi rumus untuk menghitung massa yang ditopang oleh kaki bagian atas dan kaki bagian bawah.

2.3 Percepatan Gerakan Kaki Manusia

Setelah mendapatkan persentase berat pada setiap bagian tubuh, maka langkah berikutnya adalah mencari kecepatan dan percepatan gerakan kaki manusia sebagai referensi perhitungan selanjutnya. Data referensi yang dipakai adalah hasil penelitian dari (Adi, Yusuf, 2013) yaitu mengukur kecepatan dan percepatan gerak kaki manusia menggunakan kamera digital. Data hasil pengujian yang telah dilakukan akan menjadi referensi yang mendasari

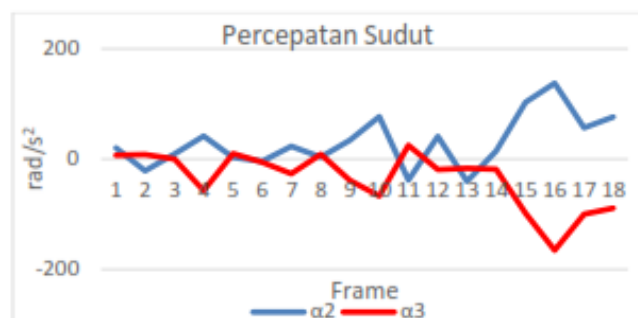
perhitungan torsi yang dibutuhkan motor DC pada penelitian ini. Salah satu gerakan dalam pengujian yang telah dilakukan oleh (Adi, Yusuf, 2013) adalah gerakan kaki ketika menaiki tangga. Gerakan kaki menaiki tangga menjadi asumsi pada *Range Of Motion (ROM)* saat menggerakkan pangkal paha dan lutut, dikarenakan gerakan tersebut terdapat proses yaitu mengangkat pangkal paha dan menekuk lutut kaki yang menyerupai latihan *Range Of Motion (ROM)* yang ditentukan. Gerakan yang dilakukan kaki bagian atas adalah mengangkat paha seperti referensi gerakan rehabilitasi saat mengangkat paha dan menurunkan paha. Gerakan kaki bagian bawah terdapat gerakan menekuk lutut yang sama dengan referensi gerakan rehabilitasi kaki bagian bawah. Pengujian yang dilakukan oleh (Adi, Yusuf, 2013) dapat dilihat pada Gambar 4.



Gambar 4. Gerakan kaki pada saat menaiki tangga.

Sumber: Adi W., Christianto dan Yusuf, 2013. "Mengukur Kecepatan dan Percepatan Gerak Kaki Manusia Menggunakan Kamera Digital". Jurnal Teknik POMITS, ITS, Vol.2, No.3, Hal. 3.

Gambar 4 adalah proses gerakan kaki seseorang untuk menaiki tangga. Gerakan menaiki tangga menyerupai kriteria gerakan *Range Of Motion (ROM)* yang dipilih berdasarkan referensi. Kemiripan tersebut berada pada gerakan paha dan gerakan betis.



Gambar 5. Percepatan sudut saat menaiki tangga.

Sumber: Adi W., Christianto dan Yusuf, 2013. "Mengukur Kecepatan dan Percepatan Gerak Kaki Manusia Menggunakan Kamera Digital". Jurnal Teknik POMITS, ITS, VI. 2, No. 3, Hal. 3.

Gambar 5 adalah percepatan sudut tertinggi pada paha (α_2) = 137,4093267 rad/s² dan pada lutut (α_3) = 164,8340734 rad/s². Hasil penelitian dijadikan referensi sebagai asumsi kondisi orang normal dengan persentase kondisi 100%. Target dari pengguna pada prototipe robot rehabilitasi kaki yang dituju memiliki kondisi dengan persentase 10% dari keadaan normal. Data yang digunakan adalah percepatan sudut yang dapat menunjang perhitungan torsi. Hasil pembulatan

dari percepatan sudut pada bagian paha = 137 rad/s², sedangkan pembulatan dari percepatan sudut pada bagian betis adalah 164 rad/s². Berdasarkan referensi data, maka didapatkan persamaan sebagai berikut:

$$\text{apaha dengan kemampuan } 10\% = 10\% \times a_2 \quad (6)$$

Keterangan:

$$a_2 = \text{percepatan sudut dari paha (rad/s}^2\text{)}$$

Persamaan (6) adalah rumus untuk menghitung percepatan sudut bagian paha berdasarkan asumsi kondisi target pengguna yaitu 10% dari keadaan normal.

$$\text{abetis dengan kemampuan } 10\% = 10\% \times a_3 \quad (7)$$

Keterangan:

$$a_3 = \text{percepatan sudut dari betis (rad/s}^2\text{)}$$

Persamaan (7) adalah rumus untuk menghitung percepatan sudut bagian betis berdasarkan asumsi kondisi target pengguna yaitu 10% dari keadaan normal.

Konversi perhitungan kecepatan ke percepatan berdasarkan referensi, maka dapat dilakukan perhitungan sebagai berikut: (<http://fisika-edu.blogspot.com/2013/08/percepatan-sudut.html>)

$$a = v^2 / r \quad (8)$$

Keterangan:

$$a = \text{percepatan sudut (m/s}^2\text{)}$$

$$v = \text{kecepatan (m/s)}$$

$$r = \text{panjang lengan kaki (m)}$$

Persamaan (8) adalah rumus untuk mengubah kecepatan ke percepatan. Rumus tersebut membantu dalam konversi data kecepatan yang didapat menjadi percepatan.

Perhitungan Torsi

Torsi adalah tenaga untuk menggerakkan, menarik atau menjalankan sesuatu. Torsi menunjukkan kemampuan sebuah gaya untuk membuat benda melakukan gerak rotasi. Sebuah benda akan berotasi bila dikenai torsi. Berdasarkan referensi rumus torsi, maka dapat dilakukan perhitungan torsi: (<https://id.wikipedia.org/wiki/Torsi>)

$$\tau = m \times a \times r \quad (9)$$

Keterangan:

$$m = \text{massa (kg)}$$

$$a = \text{percepatan sudut (m/s}^2\text{)}$$

$$r = \text{panjang lengan (cm)}$$

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Perhitungan segmen berat manusia dilakukan untuk mendapatkan kriteria berat kerangka prototipe yang dapat ditopang oleh setiap tubuh pengguna, sedangkan perhitungan torsi motor DC dilakukan untuk mendapatkan kriteria motor DC yang cocok untuk digunakan pada prototipe. Perhitungan awal dilakukan adalah massa yang ditopang kaki bagian atas, kemudian perhitungan massa yang ditopang kaki bagian bawah.

Berdasarkan referensi yang ada, dilakukan perhitungan pertama yaitu menghitung massa paha menggunakan Persamaan (1). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \text{mpaha} &= 10\% \times 50 \text{ kg} \\ &= 5 \text{ kg} \end{aligned}$$

Hasil perhitungan massa paha dengan asumsi berat badan pengguna 50 kg adalah 5 kg. Perhitungan selanjutnya yaitu menghitung massa betis menggunakan Persamaan (2). Berikut adalah perhitungannya:

$$\text{mbetis} = 4\% \times 50 \text{ kg}$$

$$= 2 \text{ kg}$$

Hasil perhitungan massa betis dengan asumsi berat badan pengguna 50 kg adalah 2 kg. Perhitungan selanjutnya yaitu menghitung massa telapak kaki menggunakan Persamaan (3). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \text{mtelapak} &= 1,5\% \times 50 \text{ kg} \\ &= 0,75 \text{ kg} \end{aligned}$$

Hasil perhitungan massa telapak kaki dengan asumsi berat badan pengguna 50 kg adalah 0,75 kg. Perhitungan selanjutnya adalah perhitungan torsi yang dihasilkan kaki pengguna. Menghitung torsi perlu mengetahui percepatan sudut. Proses perhitungan selanjutnya adalah perhitungan torsi yang dihasilkan pada ayunan paha dengan kondisi orang yang hanya memiliki kemampuan gerak 10% dari kondisi normal, maka dapat menggunakan Persamaan (6). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \text{apaha dengan kemampuan } 10\% &= 10\% \times 137 \text{ rad/s}^2 \\ &= 13,7 \text{ rad/s}^2 \end{aligned}$$

Hasil percepatan sudut yang dihasilkan oleh orang dengan kemampuan gerak 10% adalah 13,7 rad/s². Percepatan sudut yang diketahui dapat digunakan untuk perhitungan selanjutnya yaitu mencari torsi gerakan paha untuk mendefinisikan berapa massa yang dapat ditopang oleh paha tersebut. Hal tersebut dilakukan untuk menentukan massa kerangka kaki serta massa motor DC yang digunakan. Perhitungan torsi dapat dijelaskan sebagai berikut:

Menghitung massa total yang ditopang kaki bagian atas menggunakan Persamaan (5). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \text{mkaki} &= 5 \text{ kg} + 2 \text{ kg} + 0,75 \text{ kg} \\ &= 7,75 \text{ kg} \end{aligned}$$

Hasil perhitungan massa kaki total adalah 7,75 kg. Massa kaki total adalah beban yang akan ditopang pengguna dalam melakukan gerakan kaki bagian atas.

Menghitung torsi yang dihasilkan paha dengan asumsi panjang lengan kaki = 40 cm. Perhitungan menggunakan Persamaan (9). Perhitungan dapat dijelaskan sebagai berikut:

$$\begin{aligned} \text{tatas} &= 7,75 \text{ kg} \times 13,7 \text{ m/s}^2 \times 40 \text{ cm} \\ &= 4.247 \text{ N.cm} \\ &= 433 \text{ kg.cm} \end{aligned}$$

Hasil perhitungan torsi yang dihasilkan paha dengan kemampuan 10% adalah 433 kg.cm dengan massa total 7,75 kg. Kriteria massa total yaitu setiap 40 cm panjang lengan kaki dapat menopang massa 10,8 kg.

Perhitungan selanjutnya yaitu menghitung massa betis menggunakan Persamaan (2). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \text{mbetis} &= 4\% \times 50 \text{ kg} \\ &= 2 \text{ kg} \end{aligned}$$

Hasil perhitungan massa betis dengan asumsi berat badan pengguna 50 kg adalah 2 kg. Perhitungan selanjutnya yaitu menghitung massa telapak kaki menggunakan Persamaan (3). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \text{mtelapak} &= 1,5\% \times 50 \text{ kg} \\ &= 0,75 \text{ kg} \end{aligned}$$

Hasil perhitungan massa telapak kaki adalah 0,75 kg. dengan asumsi berat badan pengguna 50 kg. Perhitungan selanjutnya adalah perhitungan torsi yang dihasilkan kaki pengguna. Menghitung torsi perlu mengetahui percepatan sudut. Proses perhitungan selanjutnya adalah perhitungan torsi yang dihasilkan pada ayunan betis dengan kondisi orang yang hanya memiliki kemampuan 10% dari kondisi normal, maka dapat dihitung menggunakan Persamaan (7). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \text{abetis dengan kemampuan } 10\% &= 10\% \times 164 \text{ rad/s}^2 \\ &= 16,4 \text{ rad/s}^2 \end{aligned}$$

Hasil percepatan sudut yang dihasilkan oleh orang dengan kemampuan 10% adalah 16,4 rad/s². Percepatan sudut yang diketahui dapat digunakan untuk perhitungan selanjutnya yaitu mencari torsi gerakan betis untuk mendefinisikan berapa massa yang dapat ditopang oleh kaki bagian bawah tersebut. Hal tersebut dilakukan untuk menentukan massa kerangka kaki serta massa motor DC yang digunakan. Perhitungan torsi dapat dijelaskan sebagai berikut:

Menghitung massa total yang ditopang kaki bagian bawah dengan menggunakan Persamaan (4):

$$\begin{aligned} \text{mbawah} &= 2 \text{ kg} + 0,75 \text{ kg} \\ &= 2,75 \text{ kg} \end{aligned}$$

Menghitung torsi yang dihasilkan kaki bagian bawah yaitu betis dengan asumsi panjang lengan kaki = 40 cm. Perhitungan menggunakan Persamaan (9). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \tau_{\text{betis}} &= 2,75 \text{ kg} \times 16,4 \text{ m/s}^2 \times 40 \text{ cm} \\ &= 1.804 \text{ N.cm} \\ &= 183 \text{ kg.cm} \end{aligned}$$

Hasil perhitungan torsi yang dihasilkan betis dengan kemampuan 10% adalah 183 kg.cm dengan massa total 2,75 kg. Perhitungan torsi yang telah dilakukan dapat membuat kriteria massa total yaitu setiap 40 cm panjang lengan kaki dapat menopang massa 4,5 kg.

Perhitungan selanjutnya adalah perhitungan torsi motor DC yang dibutuhkan pada kaki bagian atas dan kaki bagian bawah. Langkah awal perhitungan torsi motor DC bagian atas adalah menghitung massa total bagian kaki atas. Hasil perhitungan massa total bagian atas adalah 7,75 kg. Massa tersebut akan ditambah massa kerangka kaki dan massa motor DC. Asumsi berat kerangka kaki atas = 0,3 kg dan kerangka kaki bawah = 0,3 kg. Motor DC bagian atas akan menopang beban dua kerangka kaki dan satu motor DC yang terletak di lutut. Asumsi massa motor DC adalah 0,7 kg. Jumlah massa total = 7,75 kg + 0,3 kg + 0,3 kg + 0,7 kg, sehingga hasilnya = 9,05 kg. Total massa tersebut sesuai kriteria beban yang dapat ditopang kaki atas yaitu 10,8 kg. Percepatan sudut juga perlu diketahui. Hasil perhitungan percepatan sudut yang dihasilkan orang dengan kemampuan 10% = 13,7 rad/s². Panjang kerangka kaki adalah 40 cm. Perhitungan menggunakan Persamaan (9). Berikut adalah perhitungannya:

$$\begin{aligned} \tau_{m1} &= 9,05 \text{ kg} \times 13,7 \text{ m/s}^2 \times 40 \text{ cm} \\ &= 4.959 \text{ N.cm} \\ &= 505 \text{ kg.cm} \end{aligned}$$

Langkah awal perhitungan torsi motor DC bagian bawah adalah menghitung massa total bagian kaki bawah. Perhitungan tersebut memiliki hasil 2,75 kg. Massa tersebut akan ditambah massa kerangka kaki bawah. Asumsi massa kerangka kaki bawah = 0,3 kg. Motor DC bagian bawah akan menopang beban satu kerangka kaki. Jumlah massa total = 2,75 kg + 0,3 kg, sehingga hasilnya = 3,05 kg. Total massa tersebut sesuai kriteria beban yang dapat ditopang kaki bawah yaitu 4,5 kg. Hasil perhitungan percepatan sudut yang dihasilkan orang dengan kemampuan 10% = 16,4 rad/s². Panjang kerangka kaki adalah 40 cm. Menghitung kebutuhan torsi motor DC bagian bawah menggunakan Persamaan (9):

$$\begin{aligned} \tau_{m2} &= 3,05 \text{ kg} \times 16,4 \text{ m/s}^2 \times 40 \text{ cm} \\ &= 2.000 \text{ N.cm} \\ &= 203 \text{ kg.cm} \end{aligned}$$

Setelah melakukan beberapa perhitungan, tahapan selanjutnya adalah melakukan proses pengujian prototipe mulai dari kemampuan motor DC bagian bawah dan bagian atas yang digunakan pada prototipe.

Selama proses pengujian motor DC bagian bawah didapatkan beberapa hasil yaitu RPM, tegangan dan arus motor DC. Hasil yang didapatkan dapat dilihat pada Tabel 1. Hasil dari pengujian motor DC bagian bawah ini dilakukan dengan alat bantu yaitu tachometer.

Tabel 1. Hasil Uji Dari Motor DC Bagian Bawah

No.	PWM	RPM	v (m/s)	Arus (A)	Tegangan	a (m/s ²)
1.	250	21,83	0,9	0,1 A	24 V	2,025
2.	230	21,1	0,8	0,1 A	24 V	1,6
3.	210	21,03	0,8	0,1 A	24 V	1,6
4.	190	19,625	0,8	0,1 A	24 V	1,6
5.	170	19,205	0,8	0,1 A	24 V	1,6
6.	150	19,015	0,7	0,1 A	24 V	1,2
7.	130	18,52	0,7	0,1 A	24 V	1,2

Menghitung torsi yang dihasilkan motor DC bagian bawah dengan panjang lengan kaki = 40 cm. Percepatan yang digunakan dapat disesuaikan keinginan pengguna. Perhitungan tanpa beban menggunakan Persamaan (9). Perhitungan dapat dijelaskan sebagai berikut:

$$\begin{aligned} \tau_{\text{betis}} &= 0,3 \text{ kg} \times 1,2 \text{ m/s}^2 \times 40 \text{ cm} \\ &= 14,4 \text{ N.cm} \\ &= 1,4 \text{ kg.cm} \end{aligned}$$

Menghitung torsi yang dihasilkan motor DC bawah dengan panjang lengan kaki = 40 cm dan beban kaki bawah 3,6 kg. Percepatan yang digunakan dapat disesuaikan keinginan pengguna. Penghitungan torsi dapat dilakukan dengan Persamaan (9). Perhitungan dapat dijelaskan sebagai berikut:

$$\begin{aligned} \tau_{\text{betis}} &= 3,6 \text{ kg} \times 1,2 \text{ m/s}^2 \times 40 \text{ cm} \\ &= 172,8 \text{ N.cm} \\ &= 17,6 \text{ kg.cm} \end{aligned}$$

Pengujian motor DC yang digunakan pada bagian atas prototipe dilakukan dengan cara berbeda. Beban yang melampaui batas pada motor DC membuat cara pengujian berbeda yaitu hanya mengatur PWM. Maksimal kemampuan yang dimiliki motor DC untuk bergerak ditunjukkan dalam pengujian dengan kondisi ketika motor DC tidak kuat menopang beban yang diangkat, maka motor DC akan berhenti pada sudut tertentu. Hasil tersebut akan menjadi referensi acuan PWM yang akan diterapkan pada motor DC yang digunakan.

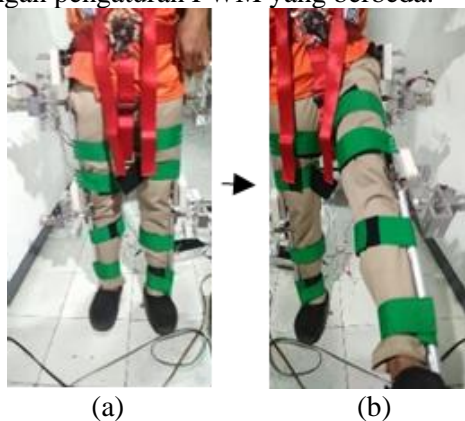
Pengujian selanjutnya dilakukan pada motor DC yang berada pada kaki bagian atas. Hasil yang didapatkan dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 2. Hasil Uji otor DC Bagian Atas

No.	PWM	Sudut	Tegangan	Arus
1.	150	10°	24 V	0,2 A
2.	170	20°	24 V	0,3 A
3.	190	30°	24 V	0,3 A
4.	210	40°	24 V	0,3 A
5.	230	50°	24 V	0,4 A
6.	250	60°	24 V	0,5 A

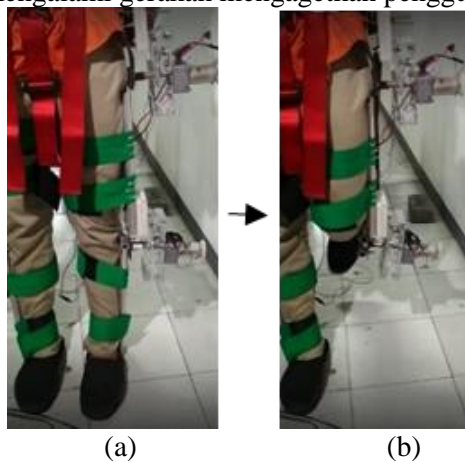
Tabel 2 adalah hasil dari pengujian motor DC bagian atas. Hal ini dilakukan untuk mengetahui kemampuan motor DC yang digunakan. Motor DC tidak mampu mengangkat beban

yang ada, sehingga berhenti pada posisi tertentu. Hal ini bertujuan untuk mengetahui seberapa kemampuan motor DC dengan pengaturan PWM yang berbeda.



Gambar 6. Gerakan pengguna pada kaki bagian atas.

Gambar 6 adalah pengujian yang dilakukan pengguna adalah menggerakkan kaki bagian atas. Gambar 6.a adalah posisi awal dari pengguna. Pergerakan kaki atas pengguna dapat dilihat perubahannya pada Gambar 6.b. Motor DC yang digunakan mampu memberikan tenaga tambahan dan membantu pergerakan yang dilakukan pengguna. Pengaturan PWM motor DC disesuaikan dengan pengguna untuk menghindari kejutan pada gerakan motor DC yang membuat kaki pengguna mengalami gerakan mengagetkan pengguna.



Gambar 7. Gerakan pengguna pada kaki bagian bawah.

Gambar 7 adalah pengujian gerakan dari sistem prototipe yang dilakukan oleh pengguna. PWM diatur pada 130 pada motor DC yang digunakan. Pengguna tersebut menggerakkan kaki bagian bawah. Proses pengujian motor DC yang terletak di prototipe mampu berfungsi untuk membantu dan mengikuti gerakan kaki pengguna. Gambar 7.a adalah posisi awal dari pengguna. Pergerakan kaki bagian bawah pengguna dapat dilihat perubahannya pada Gambar 7.b. Pengguna telah melakukan gerakan kaki dengan bantuan dari tenaga motor DC yang terhubung pada kerangka kaki pada prototipe.

4. KESIMPULAN

Desain dan realisasi pada mekanik telah dibuat berdasarkan dua referensi gerakan rehabilitasi kaki yaitu gerakan kaki bagian atas dan gerakan kaki bagian bawah. Prototipe memiliki kerangka yang dapat terpasang pada tubuh pengguna. kontribusi pergerakan kaki pengguna dapat diterapkan dari awal hingga akhir pada proses pergerakan kaki bagian atas dan kaki bagian bawah. Sistem power legs membuat pengguna tetap melakukan usaha untuk

menggerakkan kaki dengan dibantu oleh motor DC yang telah diatur oleh sistem yang digunakan. Penambahan motor DC pada setiap sendi pengguna bertujuan untuk membantu gerakan yang dilakukan pengguna sehingga tanpa bantuan terapis, pengguna tersebut dapat melatih gerakan kaki dengan bantuan tenaga dari motor DC yang terpasang pada prototipe.

5. SARAN

Pengujian motor DC yang digunakan pada prototipe robot rehabilitasi kaki telah berhasil dengan ketentuan:

- a. Torsi motor bagian bawah yang digunakan pada prototipe menghasilkan torsi senilai 17,6 kg.cm
- b. Torsi motor bagian atas yang digunakan pada prototipe mampu menggerakkan kaki pengguna dalam rentang sudut 10° sampai 60° .

Rekomendasi bagi keberlanjutan penelitian ini adalah dengan memperhitungkan dengan baik motor DC yang digunakan untuk mendapatkan kemampuan yang maksimal.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Adi W., Christianto dan Yusuf, 2013. "Mengukur Kecepatan dan Percepatan Gerak Kaki Manusia Menggunakan Kamera Digital". Jurnal Teknik POMITS, ITS, Vol. 2, No. 3, Hal. 1-5.
- [2] Bernhardt J, 2010. "Very early mobilization following acute stroke: controversies, the unknown, and a way forward". *Annals of Indian Academy of Neurology*.
- [3] Charles E. Clauser, 1969. *Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of The Human Body*. Aerospace Medical Research Laboratory, Virginia, Hal. 1-112.
- [4] Darwati, 2017. "Penerapan Range Of Motion (ROM) Keluarga yang Mengalami Stroke". Karya Tulis Ilmiah D3 Jurusan Keperawatan, Sekolah Tinggi Kesehatan Muhammadiyah, Kebumen, Hal. 1-74.
- [5] Du-Xin Liu, Wenbin Du, Xinyu Wu, Can Wang, dan Yu Qiao, 2016. "Deep Rehabilitation Gait Learning for Modeling Knee Joints of Lower-limb Exoskeleton". *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Hal. 1-6.
- [6] Elizabeth J., 2010. *Buku Saku Patofisiologi*, edisi 3.
- [7] Jianxin Fang, Yong Ren, dan Dingguo Zhang, 2014. "A Robotic Exoskeleton for Lower Limb Rehabilitation Controlled by Central Pattern Generator". *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Hal. 1-6.
- [8] Jin Hu, Zeng-Guang Hou, Yixiong Chen, Liang Peng dan Long Peng, 2013. "Task-Oriented Active Training Based on Adaptive Impedance Control with iLeg a Horizontal Exoskeleton for Lower Limb Rehabilitation". *Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Hal. 1-6.
- [9] Potter dan Perry, A. G., 2010. *Buku Ajar Fundamental Keperawatan: Konsep, Proses, Dan Praktik*, edisi 4, Vol. 2.
- [10] Qiu hao Zhang, Kechao Tian, dan Hongche Guo, 2009. "Development of an Instrumented and Passive Exoskeleton for the Lower Limb Rehabilitation". *International Association of Computer Science and Information Technology - Spring Conference*, Hal. 1-6.
- [11] Sunil K. Agrawal, Sai K. Banala, Abbas Fattah, Vivek Sangwan, Vijaya Krishnamoorthy, John P. Scholz, dan Wei-Li Hsu, 2007. "Assessment of Motion of a Swing Leg and Gait Rehabilitation with a Gravity Balancing Exoskeleton".

- IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 15, No. 3, Hal. 1-6.
- [12] Weiguang Ma, Xiaodong Zhang dan Gui Yin, 2016. "Design on Intelligent Perception System for Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Robot". 13th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), Hal. 1-6.
- [13] Xianggang Zhang, Zenghe Xiang, Qingxia Lin dan Qifang Zhou, 2013. "The Design and Development of a Lower Limbs Rehabilitation Exoskeleton Suit". Proceedings of ICME International Conference on Complex Medical Engineering, Hal. 1-6.
- [14] Xikai Tu, Jian Huang, dan Jiping He, 2016. "Leg Hybrid Rehabilitation based on Hip-Knee Exoskeleton and Ankle motion Induced by FES". International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM), Hal. 1-6.
- [15] Yixiong Chen, Jin Hu, Weiqun Wang, Liang Peng, Long Peng dan Zeng Guang Hou, 2013. "An FES-assisted Training Strategy Combined with Impedance Control for a Lower Limb Rehabilitation Robot". Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), Hal. 1-6.
-