

Wheelchair Control Using Bluetooth-Based Electromyography Signals [Kontrol Kursi Roda Menggunakan Sinyal Elektromiografi Berbasis Bluetooth]

Yoga Eko Prasetyo¹⁾, Hindarto Hindarto²⁾

¹⁾Program Studi Teknik Elektro, Universitas Muhammadiyah Sidoarjo, Indonesia

²⁾Program Studi Informatika, Universitas Muhammadiyah Sidoarjo, Indonesia

*Email Penulis Korespondensi: 191020100094@umsida.ac.id

Abstract. *In modern times like this, many wheelchairs have been developed with various controls, ranging from manual ones, namely by being pushed by other people or using their hands to turn the wheel, to automatic ones, such as electric wheelchairs that use joysticks and Electromyography control. The control of the electromyography signal utilizes muscles that can still be used to move the wheelchair, in this case, using the hand muscles. The use of a Bluetooth wireless system in sending electromyography signals aims to facilitate the use of a wheelchair without interference from the many connected cables so that users are more flexible in placing the electromyography sensor on the user's hand muscles. By placing the electromyography sensor on the user's arm, the electromyography sensor detects a contraction or relaxation, which is indicated by the LED flame. The output value of the sensor will be compared with a predetermined limit value. When the value is greater than the limit value, it will produce a logic low; when the value is less than the limit value, it will build a logic high. The Arduino microcontroller will calculate every low logic. The results of these calculations will be processed into serial data. The serial data will be sent to the HC-05 enslaved person via the HC-05 master wirelessly. The motor driver will execute the data so that it produces motion forward, backward, turn right, turn left and stop. It is hoped that this tool can help individuals with limited movement so that they do not have difficulty in mobility.*

Keywords - Bluetooth; Electromyography; Hand muscle; Wheelchair; Wireless

Abstrak. *Di zaman modern seperti ini, sudah banyak kursi roda yang dikembangkan dengan berbagai kontrol, mulai dari yang manual, yaitu dengan cara didorong oleh orang lain atau menggunakan tangan untuk memutar roda, hingga yang otomatis, seperti kursi roda elektrik yang menggunakan joystick dan kontrol elektromiografi. Kontrol sinyal elektromiografi memanfaatkan otot yang masih bisa digunakan untuk menggerakkan kursi roda, dalam hal ini menggunakan otot tangan. Penggunaan sistem nirkabel Bluetooth dalam mengirimkan sinyal elektromiografi bertujuan untuk memudahkan penggunaan kursi roda tanpa gangguan dari banyaknya kabel yang terhubung sehingga pengguna lebih fleksibel dalam menempatkan sensor elektromiografi pada otot tangan pengguna. Dengan menempatkan sensor elektromiografi pada lengan pengguna, sensor elektromiografi mendeteksi kontraksi atau relaksasi, yang ditunjukkan oleh nyala api LED. Nilai output sensor akan dibandingkan dengan nilai batas yang telah ditentukan. Ketika nilainya lebih besar dari nilai batas, itu akan menghasilkan logika rendah, ketika nilainya kurang dari nilai batas, itu akan membangun logika tinggi. Mikrokontroler Arduino akan menghitung setiap logika rendah. Hasil perhitungan tersebut akan diolah menjadi serial data. Data serial akan dikirim ke slave HC-05 melalui master HC-05 secara nirkabel. Driver motor akan mengeksekusi data sehingga menghasilkan gerakan maju, mundur, belok kanan, belok kiri dan berhenti. Diharapkan alat ini dapat membantu individu dengan gerakan terbatas sehingga tidak mengalami kesulitan dalam mobilitas.*

Kata Kunci - Bluetooth; Elektromiografi; Kursi roda; Nirkabel; Otot tangan

I. PENDAHULUAN

Kelumpuhan adalah salah satu penyebab paling umum stroke[1] Kelumpuhan disebabkan karena cedera pada bagian dari sistem saraf pusat. Selain cedera sistem saraf pusat, kelumpuhan juga disebabkan oleh penyakit tertentu seperti stroke, sumsum tulang belakang, multiple sclerosis, cerebral palsy, sindrom post-polio, dan lain-lain[2].

Seseorang yang mengalami kelumpuhan pada kaki dapat menggunakan kursi roda untuk menunjang mobilitasnya dalam melakukan aktivitas sehari-hari[3]. Kursi roda merupakan salah satu alat kesehatan yang digunakan untuk membantu mereka yang kesulitan berjalan. Orang mengalami kelumpuhan, kelainan bentuk kaki, masalah saraf motorik, dan usia tua. Orang dengan kebutuhan khusus bergantung pada kursi roda, karena tanpa kursi roda tidak mungkin bagi penyandang disabilitas untuk melakukan tugas sehari-hari[4][5].

Orang dengan gangguan mobilitas biasanya menggunakan kursi roda manual di rumah sakit. Di mana pengguna mendorong dirinya sendiri dengan roda kursi roda yang diputar dengan tangan atau dengan didorong oleh orang lain[6]. Meskipun akan ideal bagi pengguna kursi roda untuk dapat dengan mudah menyesuaikan kursi roda mereka

ke tingkat gerakan yang diinginkan, kenyataannya adalah bahwa beberapa orang mungkin tidak dapat melakukannya karena keadaan fisik yang tidak normal[7]. Itu dapat diganti dengan kontrol otomatis sistem yang subjeknya digantikan oleh perangkat yang disebut pengontrol, di mana tugas pengontrol itu sendiri adalah membantu kursi roda berjalan tanpa dorongan dari subjek makhluk hidup[8][9]. Mikrokontroler dapat menjadi dasar bagi kinerja otomatisasi sistem karena dapat diintegrasikan dengan periferal input dan output melalui masing-masing board sehingga dapat menjadi solusi dalam memenuhi kebutuhan teknologi[10][11].

Di zaman modern, berbagai kontrol kursi roda telah ditemukan, mulai dari yang manual, seperti dikendarai oleh orang-orang dan memutar roda dengan tangan, hingga yang otomatis, seperti kursi roda listrik dengan joystick[12]. Tetapi penggunaan joystick sulit digunakan untuk orang tua dan pasien dengan beberapa gangguan yang menyebabkan kelumpuhan tungkai, seperti tetraplegia parsial, multiple sclerosis, penyakit Parkinson, dan stroke, sehingga mereka kehilangan kemampuan untuk menggunakan tangan mereka[13].

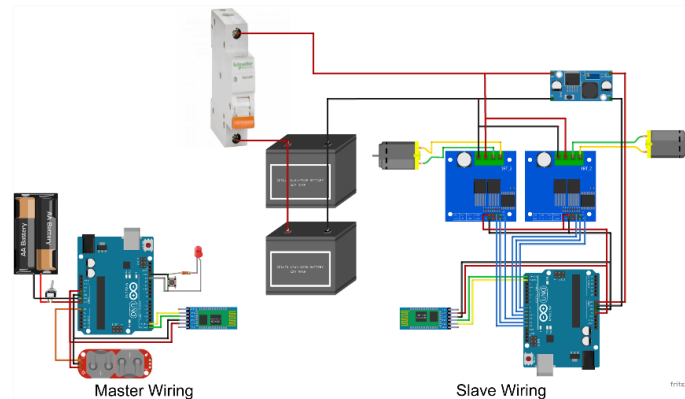
Berdasarkan penelitian "EMG Signal Processing as a Control Command for Electric Wheelchairs" oleh Jeffry Glen Sitanaya, Tasripan, dan Achmad Arifin pada tahun 2018, dapat disimpulkan bahwa penelitian berjalan sesuai dengan fungsinya, namun masih banyak kabel yang terhubung, sehingga menyulitkan pengguna untuk memasang sensor elektromiografi dan mengoperasikan kursi roda, dan juga ketika menggunakan sistem kabel dari sensor ke aktuator mempengaruhi sensor kerja karena adanya tegangan balik ketika motor bekerja[14].

Dari permasalahan tersebut, dalam penelitian ini dibuat "Wheelchair Control Using Bluetooth Based Electromyography Signal". Dengan sistem ini, harapannya adalah sinyal dari sensor elektromiografi dapat mengontrol jalannya kursi roda, sedangkan komunikasi Bluetooth dapat digunakan untuk mengirim sinyal dari sensor kemudian ke motor DC[15]. Sehingga tidak ada lagi kabel yang terhubung dari sensor ke aktuator sehingga meminimalisir tegangan balik dari motor ke sensor. Sistem ini merupakan salah satu solusi untuk membantu individu yang mengalami keterbatasan gerak agar tidak mengalami kesulitan dalam mobilitas.

II. METODE

Studi ini berpusat pada kontrol kursi roda menggunakan sinyal dari sensor elektromiografi dan mengirimkan sinyal yang telah diperoleh dari sensor elektromiografi ke kursi roda melalui dua modul Bluetooth HC-05. Modul Bluetooth akan bertindak sebagai pengirim (master) dan penerima (slave). Modul Bluetooth akan mengirimkan perintah yang diberikan dari mikrokontroler master ke mikrokontroler slave, dan data yang diterima dari mikrokontroler slave akan diteruskan ke driver motor sehingga berubah menjadi gaya gerak listrik motor DC[16].

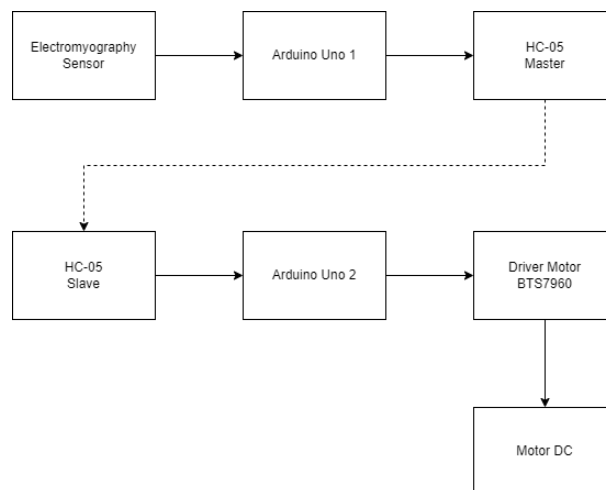
A. Desain Pengkabelan



Gambar 2. 1 Desain Pengkabelan

Desain kabel ini terdiri dari 2 Arduino uno sebagai mikrokontroler. Arduino pertama berfungsi sebagai master (pengirim), Arduino kedua berfungsi sebagai slave (penerima), Arduino yang berfungsi sebagai master ada sensor elektromiografi, baterai 7 volt, Bluetooth HC05, push button, dan led, pada Arduino yang berfungsi sebagai slave. Ada Bluetooth HC05, driver motor BTS BTS7960, dan output dari step down 5 volt.

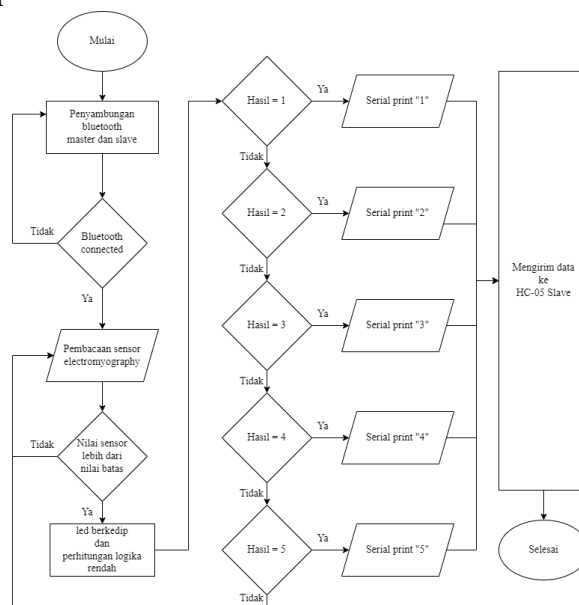
B. Block Diagram



Gambar 2. 2 Block Diagram

Dari gambar 2.2 dapat dijelaskan bahwa hardware tersebut terdiri dari 7 bagian, yaitu electromyography sensor, Arduino 1, Bluetooth module HC-05 (master), Bluetooth module (slave), Arduino 2, BTS7960 motor driver, dan motor dc. Blok diagram master memiliki komponen sensor elektromiografi, Arduino 1, dan modul Bluetooth HC-05, yang bertindak sebagai master atau pengirim. Sedangkan pada bagian block diagram slave yaitu modul Bluetooth HC-05 yang berperan sebagai slave atau penerima, Arduino 2, driver motor BTS7960, dan motor dc. Output dari sensor elektromiografi berupa sinyal analog, kemudian sinyal ini diolah oleh Arduino 1 menjadi sinyal digital melalui proses ADC, dan hasil sinyal digital diubah menjadi bentuk serial. Output dari Arduino 1 ditransmisikan ke HC-05 slave melalui HC-05 master. Output dari master yang diterima oleh HC-05 slave adalah dalam bentuk serial, kemudian diproses oleh Arduino 2 dan diteruskan ke driver motor sehingga berubah menjadi gaya gerak motor dc.

C. Flowchart Sistem Flowchart Program Master

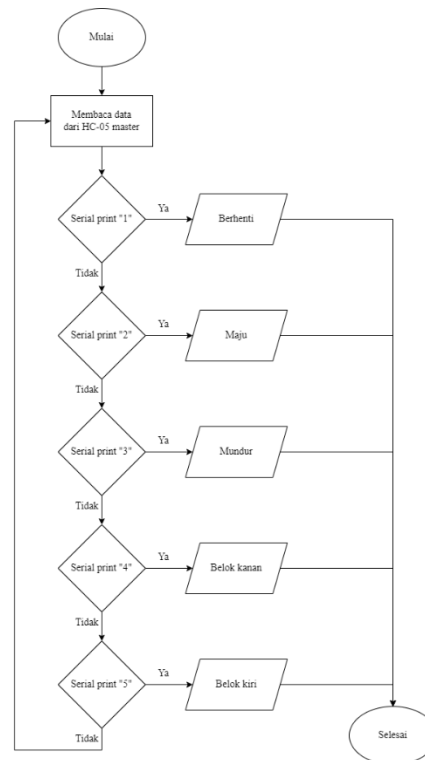


Gambar 2. 3 Flowchart Program Master

Flowchart program master ini dimulai dengan menghubungkan master dan slave Bluetooth. Jika terhubung, sensor elektromiografi mendeteksi kontraksi atau relaksasi maka nilai output sensor akan dibandingkan dengan nilai limit yang telah ditentukan. Ketika nilainya lebih besar dari nilai batas, itu akan menghasilkan logika rendah ditandai dengan led, dan ketika nilainya kurang dari nilai batas, itu akan menghasilkan logika tinggi. Logika yang

digunakan untuk dapat menghasilkan perhitungan adalah logika rendah. Mikrokontroler Arduino akan menghitung logika rendah yang muncul. Jika tidak ada logika rendah selama 1 detik, maka perhitungan tidak dilanjutkan, dan hasil perhitungan akan diolah menjadi data serial. Jika hasil perhitungannya 1, maka akan diubah menjadi data serial 1. Jika hasilnya 2, maka akan diubah menjadi data serial 2. Jika hasilnya 3, maka akan diubah menjadi data serial 3. Jika hasilnya 4, itu akan diubah menjadi data serial 4, dan jika hasilnya 5, itu akan diubah menjadi data serial 5, dan kemudian data serial akan dikirim ke HC-05 slave melalui HC-05 master secara nirkabel.

Flowchart Program Slave



Gambar 2. 4 Flowchart Program Slave

Flowchart program slave diawali dengan pembacaan data yang telah dikirim oleh HC-05 master, kemudian data tersebut akan dieksekusi oleh driver motor sehingga menghasilkan maju, mundur, belok kanan, belok kiri, dan berhenti. Jika hasil pembacaan HC-05 slave serial 1, maka kursi roda berhenti. Jika hasilnya serial 2, maka kursi roda akan bergerak maju. Jika hasilnya serial 3, maka kursi roda akan bergerak mundur. Jika hasilnya serial 4, maka kursi roda akan belok kanan. Dan jika hasilnya serial 5, maka kursi roda akan belok kiri.

D. Akurasi dan Presisi

Pengujian dilakukan dengan membandingkan hasil pengukuran alat yang dibuat dengan alat standar yang umum digunakan. Selain itu, pengujian juga dilakukan dengan mengambil hasil dari kondisi aktual dan real-time.

Perhitungan dilakukan dengan menggunakan beberapa rumus, antara lain:

$$Deviation = (nSensor - nMeasure) \quad (1)$$

Yang merupakan rumus deviasi:

$$Average Value = \mu = \frac{x_1 + x_2 + x_3 + x_4 + x_5}{n} \quad (2)$$

Rumus nilai rata-rata; standar rumus [17].

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu)^2}{n}} \quad (3)$$

Rumus akurasi dan persentase kesalahan dapat dinyatakan di bawah ini [17].

$$\%Accuracy = \left\{ 1 - \left| \frac{Yn - Xn}{Xn} \right| \right\} \times 100\% \quad (4)$$

$$\%Error = \left\{ \left| \frac{Yn - Xn}{Xn} \right| \right\} \times 100\% \quad (5)$$

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada bab ini membahas tentang pengujian yang dilakukan dari perencanaan alat yang dibuat. Pengujian dilakukan untuk mengetahui cara kerja dan hasil kesesuaian dengan perencanaan yang telah dibuat, oleh sebab itu setelah melakukan pengujian diperlukan pengamatan dan pembahasan untuk mengetahui tingkat keberhasilan ataupun kekurangan pada alat, sehingga dapat ditarik kesimpulan dari penelitian yang dilakukan.

A. Pengujian Baterai 12 Volt

Tabel 3. 1 Pengujian Baterai 12 Volt

Pengujian ke -	Tegangan yang dibutuhkan (V)	Multimeter (V)	Deviasi (V)	Akurasi (%)
1	12	12,5	0,5	96
2	12	12,5	0,5	96
3	12	12,5	0,5	96
4	12	12,4	0,4	97
5	12	12,4	0,4	97
6	12	12,4	0,4	97
7	12	12,4	0,4	97
8	12	12,4	0,4	97
9	12	12,4	0,4	97
10	12	12,4	0,4	97
Rata-rata	12	12,43	0,43	96,7

Tabel 3.1 menunjukkan 10 kali pengujian baterai 12 volt dengan multimeter. Disini penulis menggunakan 2 baterai 12 volt yang disusun secara paralel agar tidak mengubah tegangan baterai. Tes ini memperoleh deviasi 0,43 dan akurasi 96,7%. Hal ini tidak mempengaruhi sistem kerja alat karena tegangan 12 volt merupakan tegangan minimum alat, sehingga ketika tegangan lebih besar dari tegangan minimum maka tidak akan mempengaruhi sistem kerja alat. Tegangan 12 volt ini akan digunakan untuk catu daya motor dc dan diturunkan menggunakan step-down untuk catu daya sirkuit kontrol output.

B. Pengujian Baterai 7 Volt

Tabel 3. 2 Pengujian Baterai 7 Volt

Pengujian ke -	Tegangan yang dibutuhkan (V)	Multimeter (V)	Deviasi (V)	Akurasi (%)
1	7	7,7	0,7	90
2	7	7,6	0,6	92
3	7	7,6	0,6	92
4	7	7,5	0,5	93
5	7	7,5	0,5	93
6	7	7,5	0,5	93
7	7	7,5	0,5	93
8	7	7,5	0,5	93
9	7	7,5	0,5	93
10	7	7,5	0,5	93
Rata-rata	7	7,54	0,54	92,5

Tabel 3.2 menunjukkan 10 kali pengujian baterai 7 volt dengan multimeter. Tes ini memperoleh deviasi 0,54 dan akurasi 92,5%. Hal ini tidak mempengaruhi sistem kerja alat karena tegangan 7 volt adalah tegangan minimum alat, sehingga ketika tegangan lebih besar dari tegangan minimum, maka tidak akan mempengaruhi sistem kerja alat. Tegangan 7 volt ini akan digunakan untuk catu daya rangkaian kontrol input.

C. Pengujian Step Down 5 Volt

Tabel 3. 3 Pengujian Step Down 5 Volt

Pengujian ke -	Tegangan yang dibutuhkan (V)	Multimeter (V)	Deviasi (V)	Akurasi (%)
1	5	5	0	100
2	5	5	0	100
3	5	5	0	100
4	5	5	0	100
5	5	5	0	100
6	5	5	0	100
7	5	5	0	100
8	5	5	0	100
9	5	5	0	100
10	5	5	0	100
Rata-rata	5	5	0	100

Tabel 3.3 menunjukkan 10 kali tes step down 5 volt dengan multimeter. Tes ini memperoleh deviasi 0,0 dan akurasi 100%, dan dapat disimpulkan bahwa tegangan yang digunakan 5 volt pada alat ini akurat. Tegangan 5 volt ini akan digunakan untuk catu daya sirkuit kontrol output.

D. Pengujian Penyambungan Koneksi Bluetooth Master dan Bluetooth Slave

Tabel 3. 4 Pengujian Penyambungan Koneksi Bluetooth Master dan Bluetooth Slave

Pengujian ke-	Koneksi Bluetooth master dan slave		Kecepatan
	Keadaan	Waktu Tunggu (s)	
1	Terhubung	5	Medium
2	Terhubung	5	Medium
3	Terhubung	4	Medium
4	Terhubung	5	Medium
5	Terhubung	4	Medium
6	Terhubung	5	Medium
7	Terhubung	4	Medium
8	Terhubung	5	Medium
9	Terhubung	5	Medium
10	Terhubung	4	Medium

Tabel 3.4 menunjukkan 10 kali pengujian master Bluetooth dan koneksi budak Bluetooth. Dari hasil pengujian, diperoleh hasil koneksi dengan menunggu waktu 4 detik hingga 5 detik. Sebagai kesimpulan dari tes ini, kecepatan koneksi master Bluetooth dan budak Bluetooth adalah sedang. Pada tabel 3.4, dapat dilihat bahwa dalam 10 uji coba, koneksi Bluetooth master dan Bluetooth slave semuanya terhubung secara optimal. Hasil pengujian ini menunjukkan bahwa koneksi Bluetooth berjalan normal sehingga perangkat dapat digunakan dengan baik.

E. Pengujian Driver Motor BTS7960

Tabel 3. 5 Pengujian Driver Motor BTS7960

Pengujian ke-	Driver motor BTS7960		Deskripsi
	INPUT	OUTPUT	
1	LOW-LOW	STOP	Berhasil
2	HIGH-LOW	CW	Berhasil
3	LOW-HIGH	CCW	Berhasil
4	HIGH-HIGH	STOP	Berhasil
5	HIGH-LOW	CW	Berhasil
6	LOW-HIGH	CCW	Berhasil
7	LOW-LOW	STOP	Berhasil
8	HIGH-LOW	CW	Berhasil
9	LOW-HIGH	CCW	Berhasil
10	HIGH-HIGH	STOP	Berhasil

Tabel 3.5 menunjukkan 10 tes driver motor BTS7960. Dari hasil tes, dapat disimpulkan bahwa instruksi dengan tindakannya sesuai. Hasil pengujian ini menunjukkan bahwa pengemudi motor BTS7960 berjalan normal.

F. Pengujian Sensor Elektromyografi Myoware

Tabel 3. 6 Pengujian Sensor Elektromyografi Myoware

Subjek	Sensor elektromiografi			
	Tangan kanan		Tangan kiri	
	Kontraksi	Relaksasi	Kontraksi	Relaksasi
1	110	30	98	27
2	131	54	153	27
3	117	26	81	40
4	145	61	134	31
5	141	30	107	37
6	121	37	145	32
7	59	22	99	23
8	95	20	107	30
9	145	24	108	29
10	113	44	169	33

Tabel 3.6 menunjukkan 10 uji sensor elektromiografi dengan 10 subjek yang berbeda dan tangan yang berbeda. Dari hasil tes, ada hasil yang berbeda ketika otot berkontraksi dan ketika otot rileks. Pada saat kontraksi, nilai sinyal yang dihasilkan oleh sensor elektromiografi sangat besar dibandingkan dengan saat otot rileks. Hal ini menandakan bahwa sensor elektromiografi berfungsi normal sehingga dapat digunakan dengan baik.

G. Pengujian Pengoperasian Kursi Roda

Tabel 3. 7 Pengujian Pengoperasian Kursi Roda

Subjek	Pengoperasian kursi roda			
	Maju	Mundur	Belok Kanan	Belok Kiri
1	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
2	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
3	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
4	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
5	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
6	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
7	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
8	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
9	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
10	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil

Tabel 3.7 menunjukkan 10 tes pengoperasian kursi roda dengan 10 subjek yang berbeda. Dari hasil pengujian diperoleh hasil bahwa kursi roda dapat dioperasikan dengan baik, namun sebelum beroperasi, kursi roda memerlukan serangkaian nilai limit yang berbeda untuk setiap subjek, hal ini dilakukan karena nilai kontraksi dan relaksasi setiap subjek berbeda.

IV. SIMPULAN

Berdasarkan hasil pengujian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa : (1) Pengujian sensor elektromiografi dilakukan sebanyak 10 kali dengan 10 subjek yang berbeda dan tangan yang berbeda. Pengujian sensor elektromiografi berjalan normal dan menghasilkan nilai yang berbeda ketika kontraksi dan relaksasi otot. (2) Pengujian koneksi Bluetooth master dan Bluetooth slave berjalan optimal sehingga sinyal input dari rangkaian master yang digunakan sebagai input dapat berhasil dikirim ke rangkaian slave yang digunakan sebagai output, hasil pengujian koneksi dengan menunggu waktu 4 detik hingga 5 detik setelah itu dapat dihubungkan dengan baik. (3) Uji baterai 12 volt diperoleh deviasi 0,43 dan akurasi 96,7%, dan hal ini dikarenakan hasil pengukuran lebih besar dari tegangan yang dibutuhkan, namun tidak mempengaruhi sistem kerja alat karena tegangan 12 volt merupakan tegangan minimum alat. (4) Uji baterai 7 volt diperoleh deviasi 0,54 dan akurasi 92,5%, dan hal ini dikarenakan hasil pengukuran lebih besar dari tegangan yang dibutuhkan, namun tidak mempengaruhi sistem kerja alat karena tegangan 7 volt merupakan tegangan minimum alat. (5) Pengujian pengoperasian kursi roda dilakukan dengan 10 subjek yang berbeda. Tes ini berjalan normal dan menghasilkan gerakan kursi roda yang sesuai, tetapi perlu menetapkan nilai batas untuk setiap subjek sebelum menjalankan alat, karena hasil kontraksi dan relaksasi otot setiap subjek berbeda.

UCAPAN TERIMA KASIH

Terima kasih kepada editor dan pembaca atas masukan dan saran yang diberikan sehingga penulisan jurnal ini dapat diselesaikan. Penulis juga mengucapkan terima kasih kepada seluruh pihak terkait yang telah menyelesaikan jurnal ini. Penulis berharap jurnal dan tugas akhir ini dapat bermanfaat dan dimanfaatkan sebaik mungkin untuk menambah pengetahuan bagi pembaca, khususnya bagi diri mereka sendiri.

REFERENSI

- [1] S. Rompas and J. Bawotong, "PERBEDAAN TEKANAN DARAH PADA SISI LENGAN YANG NORMAL DAN SISI LENGAN YANG LUMPUH PADA PASIEN STROKE DI RUANGAN IRINA F NEURO RSUP PROF. DR. R. D. KANDOU MANADO," *J. KEPERAWATAN*, vol. 7, no. 1, Feb. 2019, doi: 10.35790/jkp.v7i1.25199.
- [2] I. R. Viani, W. Hasmar, and I. P. Sari, "Penatalaksanaan Fisioterapi Pada Kasus Post Stroke Hemiparese Sinistra Dengan Modalitas Stimulasi Taktil Dan Pelvic Tilting Untuk Meningkatkan Keseimbangan," *J.*

- Kaji. Ilm. Kesehat. dan Teknol.*, vol. 3, no. 2, pp. 17–24, 2021, doi: 10.52674/jkikt.v3i2.49.
- [3] A. Nur Sasongko, “Kendali Model Kursi Roda dengan Electromyograf dan Accelerometer Menggunakan Metode Jaringan Saraf Tiruan,” *ALINIER J. Artif. Intell. Appl.*, vol. 1, no. 2, pp. 59–68, Dec. 2020, doi: 10.36040/alinier.v1i2.2969.
- [4] F. A. Prasetyo and D. U. Suwarno, “Kendali Kemudi Tambahan Untuk Mobilitas Kursi Roda Berbasis Arduino Mega 2560,” *Semin. Nas. Sains Teknol. dan Inov. Indones. (SENASTINDO AAU)*, vol. 1, no. 1, pp. 285–292, 2019, [Online]. Available: <http://repository.usd.ac.id/id/eprint/36149>.
- [5] D. Ferdiansyah and A. Susanto, “Rancang Bangun Prototype Kursi Roda Menggunakan Arduino R3 Berbasis Android,” *GATOTKACA J. (Teknik Sipil, Inform. Mesin dan Arsitektur)*, vol. 1, no. 2, pp. 140–149, 2020, doi: 10.37638/gatotkaca.v1i2.86.
- [6] M. H. Fatoni, E. A. Suprayitno, A. Arifin, N. F. Hikmah, T. A. Sardjono, and M. Nuh, “Pemanfaatan Kursi Roda Elektrik dengan Kendali Joystick Guna Meningkatkan Kemandirian Siswa Berkebutuhan Khusus di Sekolah Luar Biasa D Yayasan Pembinaan Anak Cacat Surabaya,” *Sewagati*, vol. 7, no. 2, pp. 167–175, Dec. 2022, doi: 10.12962/j26139960.v7i2.446.
- [7] A. S. Junior and F. Arifin, “Prototipe Kursi Roda Elektrik Dengan Kendali Joystick Dan Smartphone,” *Elinvo (Electronics, Informatics, Vocat. Educ.)*, vol. 4, no. 1, pp. 62–68, Nov. 2019, doi: 10.21831/elinvo.v4i1.28259.
- [8] W. Djatmiko, “PROTOTYPE SISTEM PENGUKUR KUALITAS TEGANGAN JALA-JALA LISTRIK PLN,” in *PROSIDING SEMINAR NASIONAL FISIKA (E-JOURNAL) SNF2016 UNJ*, 2016, vol. V, pp. SNF2016-CIP-61-SNF2016-CIP-66, doi: 10.21009/0305020113.
- [9] T. M. Hazbi and A. Ma, “Design an Automatic Water Tank Filling Tool Using NodeMCU Based on the Internet of Things,” *Bul. Ilm. Sarj. Tek. Elektro*, vol. 5, no. 1, pp. 22–30, 2023, doi: 10.12928/biste.v5i1.5761.
- [10] S. Seidel and N. Berente, “primitives of smart devices and the Internet of Things,” *Handb. Digit. Innov.*, pp. 198–210, 2020, [Online]. Available: <https://doi.org/10.4337/9781788119986.00024>.
- [11] S. Jagtap, G. Garcia-Garcia, and S. Rahimifard, “Optimisation of the resource efficiency of food manufacturing via the Internet of Things,” *Comput. Ind.*, vol. 127, p. 103397, 2021, doi: 10.1016/j.compind.2021.103397.
- [12] F. Fahrozi, “Perancangan Pengontrol Otomatis dan Pengatur Posisi Tempat Duduk pada Kursi,” *J. Permadi Perancangan, Manufaktur, Mater. dan Energi*, vol. 2, no. 1, pp. 38–45, Jan. 2020, doi: 10.52005/permadi.v2i1.33.
- [13] A. Akbar, G. Abdel, N. Masikki, A. N. Aliansyah, and N. Z. D. L. Mulyawati, “Perancangan Sistem Monitoring Navigasi Kursi Roda Berbasis Mikrokontroler,” vol. 7, no. 1, pp. 45–52, 2021, [Online]. Available: <https://doi.org/10.24036/jtev.v7i1.111958>.
- [14] J. Glen Sitanaya, T. Tasripan, and A. Arifin, “Pengolahan Sinyal EMG Sebagai Perintah Kontrol Untuk Kursi Roda Elektrik,” *J. Tek. ITS*, vol. 7, no. 2, pp. 2–6, Feb. 2019, doi: 10.12962/j23373539.v7i2.30957.
- [15] N. T. Wirawan, “Smartphone Application Technology In Control Robot In Search Focal Point (Pengaplikasian Teknologi Smartphone Dalam Pengontrolan Robot Dalam Pencarian Titik Api),” *J. KomtekInfo*, vol. 7, no. 1, pp. 47–57, Jan. 2020, doi: 10.35134/komtekinfo.v7i1.65.
- [16] H. S. Nugroho and T. Sutikno, “Fire Extinguisher Wheel Robot Based on Arduino Mega 2560 R3 with Android Smartphone Control,” *Bul. Ilm. Sarj. Tek. Elektro*, vol. 3, no. 1, p. 31, Jan. 2021, doi: 10.12928/biste.v3i1.1760.
- [17] S. C. S. Yanti and I. Sulistiyowati, “An Inventory Tool for Receiving Practicum Report Based on IoT by Using ESP32-CAM and UV Sterilizer: A Case Study at Muhammadiyah University of Sidoarjo,” *J. Electr. Technol. UMY*, vol. 6, no. 1, pp. 49–56, Jul. 2022, doi: 10.18196/jet.v6i1.14607.

Conflict of Interest Statement:

The author declares that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.