



Rancang Bangun Kursi Roda Bermotor Elektrik Dengan Sistem Pengendalian Gestur Untuk Penyandang *Tetraplegic*

Marten Darmawan^{*}, Joseph Fernando Budi Prasetyo, Arka Dwinanda Soewono

^a Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Katolik Indonesia Atma Jaya, Tangerang, Banten 15345

^{*} Corresponding E-mail: marten.darmawan@atmajaya.ac.id

Received 12th June 2023

Accepted 08th August 2023

Published 11th December 2023

Open Access

DOI: 10.35472/jsat.v7i2.1447

Abstract: Improving medical services is continuously prioritized for the sake of achieving the welfare of all people in the world, and by providing good services in the medical field, people's needs will be increasingly fulfilled. Limitations of movement in someone with a disability, such as persons with disabilities tetraplegic in terms of mobility, are often obstacles. Therefore, a media-assisting movement is needed. This study designed an electric wheelchair that can help users with disabilities tetraplegic in moving without the need for too much force as in a standard wheelchair. This electric wheelchair uses automation by utilizing Accelerometer, which can detect vectors or so-called gyroscopes and connect with Arduino as the processor is continued to the DC motor as the driving force. Based on the test data, it was found that the design of this wheelchair moves as desired. This can be seen from the change in speed of the driving motor to changes in the tilt of the accelerometer mounted on the head. In the forward motion test, the maximum motor speed is 35 RPM when the accelerometer angle is at a slope of 64.7° positive axes. Meanwhile, the backward movement of the wheelchair occurs when the accelerometer is at a slope of -21.1° and produces a speed of 11.2 RPM on wheels. The rider's maximum load is designed to be 50 Kg.

Keywords: *Accelerometer, Arduino, DC motor, Gyroscope, Tetraplegic*

Abstrak: Peningkatan pelayanan medis terus menerus diutamakan demi mencapai kesejahteraan semua masyarakat dunia, dan dengan memberikan pelayanan yang layak di bidang medis maka kebutuhan masyarakat akan semakin terpenuhi. Keterbatasan gerak pada seseorang yang mengalami disabilitas seperti penyandang *tetraplegic* dalam sisi mobilitas seringkali menjadi kendala, dan oleh sebab itu dibutuhkan media bantu pergerakan. Pada penelitian ini dirancang kursi roda elektrik yang dapat membantu pengguna penyandang disabilitas tetraplegic dalam bergerak tanpa perlu adanya tenaga yang terlalu berat seperti pada kursi roda standar. Kursi roda elektrik ini menggunakan otomasi dengan memanfaatkan *accelerometer* yang dapat mendeteksi vektor atau disebut *gyroscope* dan di sambungkan dengan Arduino sebagai pemroses dilanjutkan kepada DC motor sebagai penggerak. Berdasarkan data pengujian didapatkan hasil bahwa rancangan kursi roda ini bergerak sesuai keinginan. Hal ini terlihat dari perubahan kecepatan pada motor penggerak terhadap perubahan kemiringan *accelerometer* yang dipasang pada kepala. Pada pengujian gerak maju didapatkan kecepatan motor maksimal sebesar 35 RPM ketika sudut akselerometer berada pada kemiringan 64,7° sumbu positif. Sementara itu, pada pergerakan mundur kursi roda terjadi ketika akselerometer pada kemiringan -21,1° dan menghasilkan kecepatan 11,2 RPM pada roda. Beban maksimum pengendara dirancang untuk 50 Kg.

Kata Kunci : *Accelerometer, Arduino, DC motor, Gyroscope, Tetraplegic*

Pendahuluan

Tetraplegia atau *Quadriplegia* adalah suatu kondisi fisik yang dimana penderitanya mengalami ketidakmampuan untuk menggunakan keempat lengan (*limbs*) yaitu lengan tangan dan kaki[1], [2]. *Quad* yang merupakan bahasa latin atau Tetra yang merupakan bahasa Yunani untuk empat (4), serta *plegia* diambil dari kata Yunani yang berarti ketidakmampuan untuk melakukan gerakan

atau lumpuh. Penderita *tetraplegia* atau *quadriplegia* pada umumnya mengalami gangguan pada anggota tubuhnya sehingga individu tersebut tidak dapat melakukan aktivitas fisik khususnya bergerak berpindah tempat dan membutuhkan orang lain[3]. Pada umumnya kondisi ini diterima oleh penderita akibat sistem saraf yang seharusnya mengatur pergerakan terganggu. Manusia sendiri memiliki pusat saraf yang dapat mengatur semua pergerakan tubuh yang berada pada otak dan sumsum tulang belakang[4]. Kedua organ

tersebut merupakan organ penting yang menghasilkan sinyal yang ditransmisikan ke saraf yang tersebar di seluruh tubuh.

Oleh karena itu, seseorang yang mengalami cedera tulang belakang dapat mengakibatkan kelumpuhan pada keempat lengannya. Kondisi lain seperti serangan *stroke*, *paralysis*, radang sendi atau *arthritis*, tekanan darah tinggi, maupun kelumpuhan akibat kecelakaan ataupun cacat dari lahir juga menyebabkan kondisi ini. Melemahnya anggota tubuh terutama keempat lengan tetap dinyatakan sebagai *tetraplegic* walaupun kelumpuhan belum mencapai 100%. Berdasarkan data yang didapat, terdapat sekitar 250.000 sampai 500.000 penderita cedera tulang belakang setiap tahunnya (WHO) dan mayoritas penderitanya mengalami *quadriplegia*[5].

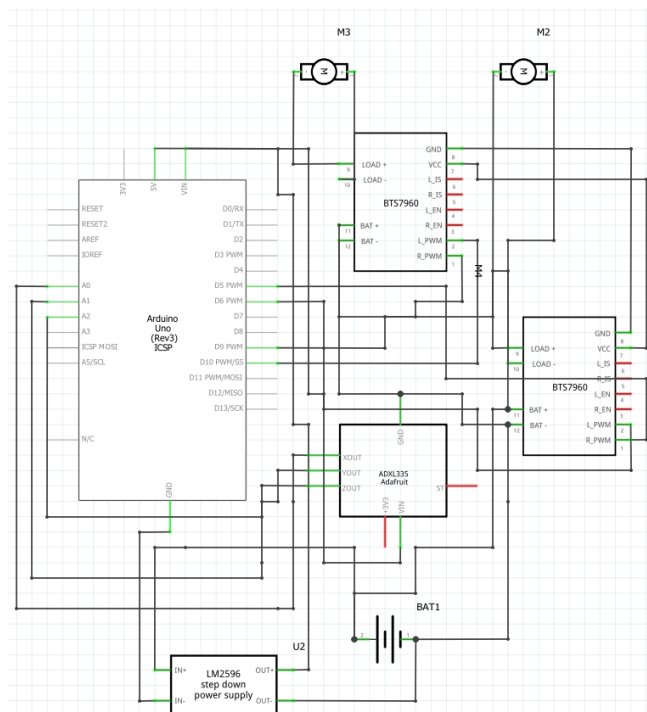
Di dunia terdapat sekitar 100.000.000 orang yang membutuhkan bantuan kursi roda untuk bergerak. Pada perkembangannya, sudah terdapat kursi roda elektrik yang menggunakan media *joystick* konvensional sebagai kendali pergerakan, namun pada penyandang *tetraplegia*, tentunya akan sangat kesulitan atau bahkan tidak mampu untuk menggunakan *joystick* tersebut. Selain itu, sudah ada juga penggunaan kursi roda yang menggunakan media sensor yang melacak pergerakan otot muka seperti yang sudah digunakan oleh fisikawan terkenal Stephen Hawking. Kursi roda tersebut memanfaatkan sistem antarmuka yang diintegrasikan dengan sistem terkomputerisasi sehingga segala pergerakan akan dideteksi dan dilakukan melalui pemrosesan komputer[6]–[8]. Namun demikian, harga kursi roda elektrik yang ada di pasaran cukup tinggi sehingga dapat membebani.

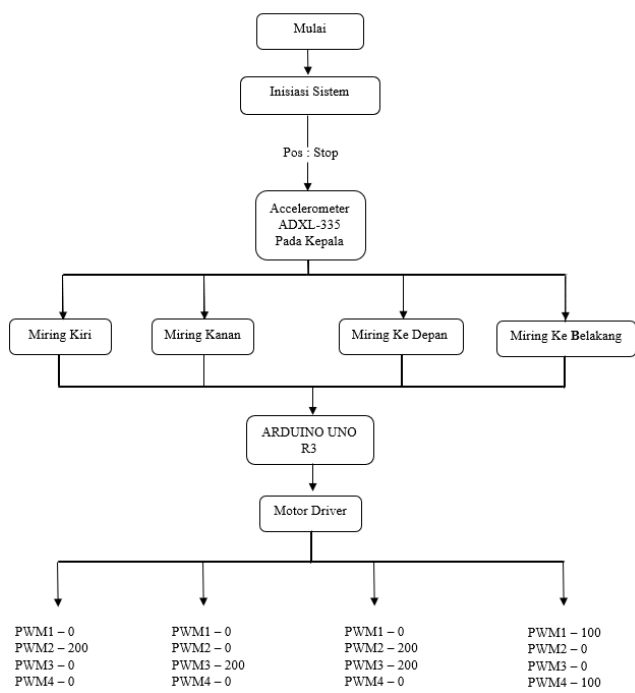
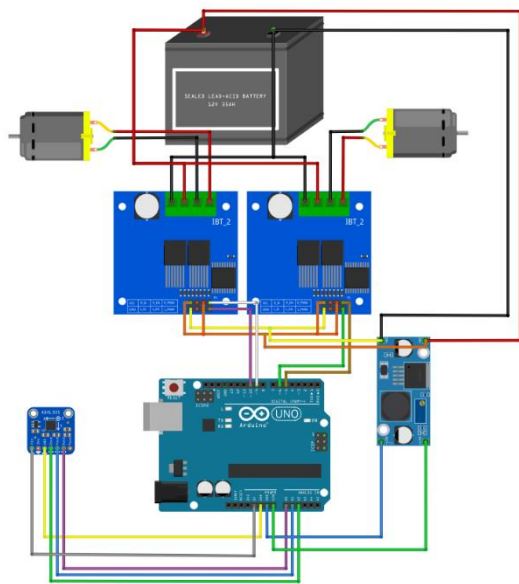
Kursi roda yang dibutuhkan oleh penderita *tetraplegic* haruslah memudahkan mereka dalam kegiatan sehari-hari[9], [10]. Oleh karena itu penelitian ini bertujuan untuk merancang kursi roda elektrik yang dapat digerakkan berdasarkan gestur kepala serta dirancang untuk harga yang tidak terlalu tinggi sehingga penderita *tetraplegia* tetap dapat menggunakannya dalam kegiatan sehari-hari. Pada penelitian ini dilakukan pengujian kuantitatif untuk mengkarakterisasi kursi roda hasil rancangan untuk mengetahui apakah sistem berfungsi dengan baik melalui pengujian jalan atau *test run* untuk mengetahui nilai torsi minimal daya motor, jarak maksimal pelacakan *transceiver*, serta kerja *accelerometer*.

Metode

Skematik dan perancangan Mekatronika

Mekatronika menjadi otak utama pada perancangan ini dimana penggabungan dari komponen elektronika sebagai otak utama sistem yang akan mengatur jalannya rancangan, serta mekanika dari proses transmisi sehingga roda dapat bergerak. Cara kerja utama dari perancangan ini adalah sebagai berikut: *Accelerometer* terpasang pada topi pengguna mendeteksi nilai vektor atau percepatan terhadap suatu kemiringan[11]. Pada sistem yang dirancang, *accelerometer* berfungsi untuk mendeteksi nilai kemiringan dan informasi tersebut diproses sebagai input. *Accelerometer* ini dihubungkan ke mikrokontroler Arduino UNO yang berfungsi sebagai pusat pemrosesan sinyal[12]–[14] untuk mekanisme kursi roda yang dirancang. Arduino berfungsi untuk menerima informasi dan melanjutkannya ke semua komponen elektronik yang ada pada rancangan (Gambar 1a). Diagram mekanisme otomatisasi pada rancangan kursi roda ditunjukkan pada Gambar 1b.





(b)

Gambar 1. (a) Diagram Skematik Rancangan (b) Diagram Alir Otomasi

Skematik Rangkaian Gerak

Sistem penggerak utama daripada rancangan ini terletak pada dua buah *power motor* yang berada pada bagian kiri dan kanan roda penggerak belakang kursi roda. Masing masing *power motor* tersebut dipasangkan pada *chain* dan *sprocket* yang berfungsi untuk mentransmisikan putaran *power motor* ke roda bagian belakang sehingga kursi roda dapat bergerak.

Perancangan tata aturan gerak motor menjadi fokus utama pada bagian ini, dimana kedua motor masing masing terhubung ke roda belakang yang ditujukan sebagai sumber penggerak (*driving wheels*) kursi roda. Mode gerak terdiri dari keadaan diam, gerak maju, gerak mundur, belok kiri, dan belok kanan. Dikarenakan konstruksi rancangan menggunakan dinamo wiper sebagai *power motor* yang sama, maka jika akan dipasang pada bagian kiri dan kanan roda, arah putar harus diatur berkebalikan pada saat gerakan maju. Dinamo wiper yang satu harus berputar searah jarum jam, sementara yang lain harus berlawanan arah jarum jam. Ketika bergerak mundur, maka keduanya akan bertukar arah putaran, sehingga kedua roda belakang sebagai roda utama berputar kebelakang. Jika akan bergerak berbelok kearah kanan, maka pergerakan hanya dilakukan oleh roda kiri yang berputar menggunakan dinamo wiper sebelah kiri, sementara itu roda kanan menjadi pivotal atau diam ditempat. Sebaliknya, jika kursi roda ingin digerakan ke kiri, roda kanan yang bergerak sementara roda kiri menjadi titik pivotal (diam ditempat). Ilustrasi dibawah dapat menggambarkan mekanisme putaran roda sesuai dengan mode gerak yang diinginkan oleh pengguna.



Gambar 2. Mekanisme gerak maju

Sesuai yang sudah dijelaskan sebelumnya, kondisi kursi roda akan maju jika kedua motor bergerak bersamaan (Gambar 2), dengan catatan bahwa kecepatan keduanya haruslah sama agar pergerakan tetap lurus kedepan.



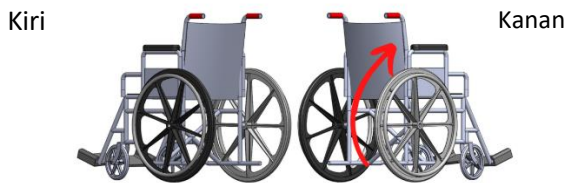
Gambar 3. Mekanisme gerak mundur

Sementara itu, pada kondisi mundur (Gambar 3), kedua roda digerakan oleh *power motor* untuk bergerak mundur, yaitu dengan *power motor* bergerak berlawanan arah dari pergerakan ketika maju.



Gambar 4. Mekanisme gerak belok kanan

Kondisi belok kanan (Gambar 4) dimulai ketika roda kanan menjadi titik pivotal atau diam ditempat, sementara roda sebelah kiri diputar kedepan oleh *power motor*.



Gambar 5. Mekanisme gerak belok kiri

Kondisi belok kiri (Gambar 5) dimulai ketika roda kiri menjadi titik pivotal atau diam di tempat, sementara roda sebelah kanan diputar kedepan oleh *power motor*.

Perhitungan teoritis kebutuhan daya dan torsi secara teoritis

Pada bagian ini diperhitungkanlah nilai besaran daya minimal untuk tiap tiap variasi berat pengguna. Pengambilan data diambil berdasarkan berat beban yang diberikan ditambah berat dari kursi roda beserta perangkat serta memperhatikan besar bantalan kursi roda yang digunakan pada tipe ini adalah jenis *Deep Groove Ball Bearing* dengan koefisien gesek sebesar 0,0015. Variasi massa pengguna dimulai dari tanpa pengguna, kemudian variasi pengguna 40 kg, dan tiap variasi memiliki kenaikan nilai sebesar 10 kg, dihitung sampai berat maksimum pengguna mencapai 100 kg (Tabel 1).

Perhitungan torsi minimum diperoleh berdasarkan persamaan yang ditunjukkan pada persamaan 1 sebagai berikut:

$$\tau = rF \tag{1}$$

dimana, τ adalah torsi (Nm), r adalah jari-jari roda (m), dan F adalah gaya yang bekerja (N).

Tabel 1. Variasi kebutuhan daya berdasarkan berat pengguna

| No | Massa Pengguna maksimal (kg) | Massa Kursi Roda (kg) | Koef Gesek | Berat (N) | kecepatan (m/s) | Daya (Watt) |
|----|------------------------------|-----------------------|------------|-----------|-----------------|-------------|
| 1 | 0 | 22,1 | 0,0015 | 0,3252015 | 2 | 0,3252015 |
| 2 | 40 | 22,1 | 0,0015 | 0,9138015 | 2 | 0,9138015 |
| 3 | 50 | 22,1 | 0,0015 | 1,0609515 | 2 | 1,0609515 |
| 4 | 60 | 22,1 | 0,0015 | 1,2081015 | 2 | 1,2081015 |
| 5 | 70 | 22,1 | 0,0015 | 1,3552515 | 2 | 1,3552515 |
| 6 | 80 | 22,1 | 0,0015 | 1,5024015 | 2 | 1,5024015 |
| 7 | 90 | 22,1 | 0,0015 | 1,6495515 | 2 | 1,6495515 |
| 8 | 100 | 22,1 | 0,0015 | 1,7967015 | 2 | 1,7967015 |

Selain itu juga diperlukan perhitungan nilai torsi minimum untuk variasi berat pengguna (Tabel 2). Hal ini dikarenakan besaran torsi yang dihasilkan oleh motor harus mencukupi agar mampu menggerakkan roda. Pengukuran ini juga dengan mempertimbangkan jari-jari kursi roda sebesar 29 cm atau sebesar 0,29 meter.

Tabel 2. Variasi Kebutuhan Torsi Berdasar Berat Pengguna

| No | Massa Pengguna maksimal (kg) | Massa Kursi Roda (kg) | Berat (N) | Jari jari (m) | Torsi minimum (Nm) |
|----|------------------------------|-----------------------|-----------|---------------|--------------------|
| 1 | 0 | 22,1 | 0,3252015 | 0,29 | 0,094308435 |
| 2 | 40 | 22,1 | 0,9138015 | 0,29 | 0,265002435 |
| 3 | 50 | 22,1 | 1,0609515 | 0,29 | 0,307675935 |
| 4 | 60 | 22,1 | 1,2081015 | 0,29 | 0,350349435 |
| 5 | 70 | 22,1 | 1,3552515 | 0,29 | 0,393022935 |
| 6 | 80 | 22,1 | 1,5024015 | 0,29 | 0,435696435 |
| 7 | 90 | 22,1 | 1,6495515 | 0,29 | 0,478369935 |
| 8 | 100 | 22,1 | 1,7967015 | 0,29 | 0,521043435 |

Hasil dan pembahasan

Perwujudan rancangan kursi roda

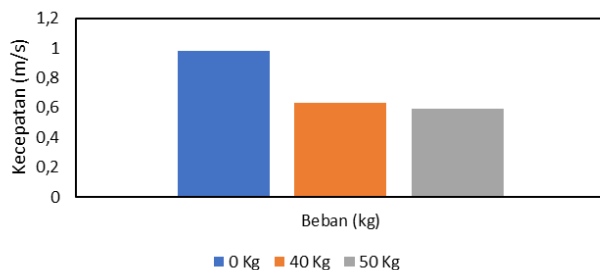
Pada perancangan sendiri digunakan motor dari dinamo wiper yang diambil dari Suzuki Carry Extra ST11 (Gambar 6). Dengan motor tersebut dilakukan percobaan kekuatan motor dimana didapatkan berat maksimum tambahan diluar kursi roda hanya mencapai 50 kg. Hal ini dikarenakan torsi yang dihasilkan motor kurang kuat. Sebagai catatan, spesifikasi motor yang digunakan pada perancangan ini adalah motor dengan tegangan input 12 V_{dc}. Seperti diketahui, motor dengan tegangan 24V_{dc} atau dengan kata lain motor dengan input power yang lebih besar memiliki luaran daya (*output power*) yang lebih besar. Pertimbangan pemilihan komponen ini didasarkan pada biaya motor yang lebih murah agar biaya produksi semakin rendah.



Gambar 6. Hasil perwujudan rancangan kursi roda

Pengujian kecepatan kursi roda dengan beban

Pengujian kecepatan gerak kursi roda terhadap beban dilakukan dengan tiga kali tes dimana diberikan beban berbeda yang dapat digerakan oleh motor, yaitu sebesar 0 kg atau tanpa beban, 40 kg, dan 50 kg, dan dilakukan pengujian jalan sepanjang 5 meter. Pengujian dilakukan masing-masing 10 kali dengan tujuan untuk mencari tahu nilai kolektif waktu yang diperlukan sehingga dapat dicari kecepatan rata-rata kursi roda (Gambar 7).



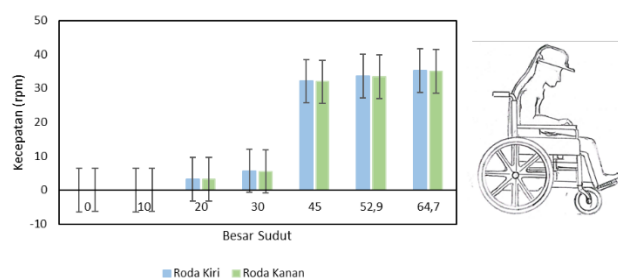
Gambar 7. Grafik rerata kecepatan kursi roda terhadap variasi beban

Berdasarkan hasil pengujian, data menunjukkan penurunan kecepatan ketika beban dinaikan hal ini disebabkan oleh berbagai faktor. Beban yang meningkat akan memperbesar beban torsi pada motor penggerak roda. Selain itu, dengan meningkatnya beban, maka gaya gesek yang pada roda dan poros roda juga akan semakin besar sehingga putaran roda akan sedikit terhambat. Penurunan kecepatan juga dipengaruhi oleh faktor eksternal seperti daya baterai yang semakin lama semakin menurun akibat pemakaian terus menerus, sehingga daya yang disalurkan ke motor menurun. Efek rugi-rugi yang didapatkan melalui transmisi daya dari motor menuju ke poros roda [15] juga menjadi faktor yang menyebabkan penurunan kecepatan kursi roda

ketika beban meningkat. Dalam perancangan, perlu diperhatikan untuk meminimalisir slip antara poros roda dengan motor dan jika terjadinya slip maka perputaran roda tidak seimbang dengan perputaran motor, bahkan bisa menyebabkan roda tidak berputar sama sekali.

Pengujian gerakan maju dan mundur

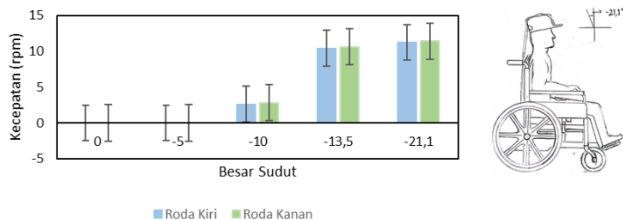
Pada pengujian pertama dilakukan pengujian maju, yaitu ketika kondisi *accelerometer* dimiringkan kedepan (sudut kemiringan positif). Melalui pengujian ini dapat dilihat pengaruh kemiringan *accelerometer* terhadap pergerakan dan kecepatan putar roda.



Gambar 8. Grafik pengujian gerakan maju

Dari 0° kemiringan, *accelerometer* masih belum memberikan input kepada Arduino untuk memberi sinyal bahwa motor harus digerakan. Oleh karena itu roda belum berputar dan kecepatan masih ada di angka 0 seperti ditunjukkan pada grafik diatas (Gambar 8). Keadaan ini masih berlanjut sampai derajat ke 10 dimana roda masih diam dan motor belum memberikan input untuk bergerak. Pada kemiringan *accelerometer* 20° dan 30° mulai terdapat input yang ditandai dengan adanya pergerakan roda. Namun pergerakan ini lambat dan tersendat-sendat. Kemudian pada nilai kemiringan 45 derajat, kecepatan motor melonjak sesuai dengan rancangan awal. Pada sudut kemiringan 52,9 derajat, RPM roda semakin meningkat hingga pada sudut 64,7, kecepatan menjadi stabil di nilai tertinggi (Gambar 8). Hasil ini sesuai dengan performa profil kecepatan yang dirancang pada Arduino dimana ada rentang/ruang *error* kemiringan *accelerometer* agar roda tidak langsung berputar akibat unsur ketidaksengajaan pengguna. Pengujian berikutnya dilakukan untuk mengevaluasi mode pergerakan kursi roda mundur, yaitu ketika kondisi *accelerometer* hanya dimiringkan kebelakang (dengan sudut negatif). Melalui pengujian ini didapatkan pengaruh

kemiringan *accelerometer* terhadap pergerakan putaran roda.

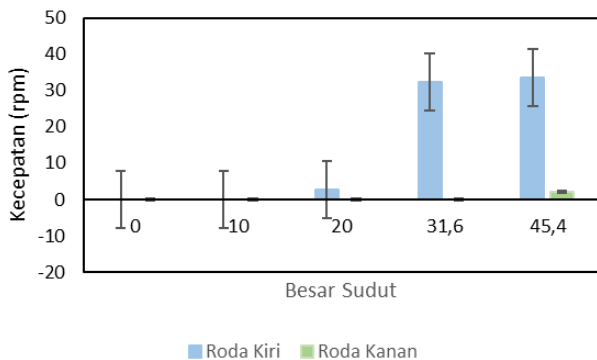


Gambar 9. Grafik pengujian gerakan mundur

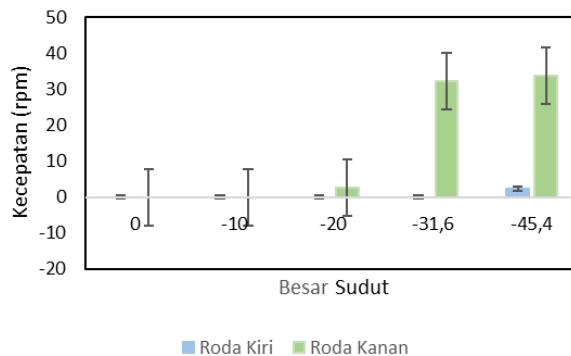
Hal yang terjadi sama dengan keadaan pada pengujian maju dimana terdapat pembacaan sinyal impulsif secara tidak sengaja akibat *accelerometer* yang cukup sensitif. Hal ini dapat dilihat pada grafik pergerakan roda kiri dan kanan pada saat pemberian nilai kemiringan pada *accelerometer*. Pada 0 derajat dan -5° derajat terlihat bahwa motor belum mendapatkan input sinyal dari Arduino. Pada saat sudut -10° , mulai terpantau terjadi putaran pada motor meskipun nilainya kecil dan tersendat-sendat. Terjadi lonjakan kecepatan pada saat sudut kemiringan mencapai $-13,5^{\circ}$ dimana kedua motor penggerak mulai secara teratur memberikan putaran pada kedua roda. Kemudian pada saat mencapai sudut $-21,1^{\circ}$ kecepatan terjadi paling tinggi dan stagnan meskipun sudut kemiringan semakin diperbesar (Gambar 9).

Pengujian gerakan belok

Pada pengujian terakhir ini dibagi menjadi dua. Yang pertama adalah pengujian belok kiri, dan pengujian kedua adalah belok kanan. Masing-masing kondisi ini dimulai dengan memiringkan *accelerometer*, pada pengujian belok kiri maka *accelerometer* dimiringkan ke kiri, dan pada pengujian belok kanan *accelerometer* dimiringkan kekanan.



(a)



(b)

Gambar 10. (a) Grafik pengujian belok kanan dan (b) grafik pengujian belok kiri

Berdasarkan pengujian yang dilakukan untuk mekanisme gerak belok kiri dan belok kanan, dilakukan dalam beberapa nilai kemiringan yang sama agar kecepatan yang dihasilkan diharapkan seimbang. Pertama-tama, dilakukan pengujian belok kanan dengan memiringkan *accelerometer* ke kanan atau sumbu positif, kemudian dideteksi pergerakan roda dan motor berdasarkan besar sudut input dari *accelerometer*. Pada pengujian belok kanan ini, dilakukan dengan variasi sudut kemiringan dari 0 derajat sampai 19 derajat dan tidak dideteksi terjadinya pergerakan motor. Ini artinya *Accelerometer* belum memberikan sinyal input kepada Arduino untuk menggerakkan motor. Pada kemiringan 20° , terjadi sedikit putaran namun tersendat-sendat dan terdeteksi oleh Tachometer sebesar 2,6 RPM (Gambar 10a). Pergerakan ini terjadi secara sporadis dimana terkadang motor bergerak dan kadang tidak dan waktu pergerakannya pun tidak stabil. Hal ini diakibatkan karena adanya perubahan kecepatan dalam proses memiringkan modul *accelerometer* sehingga menimbulkan gaya yang terbaca oleh *accelerometer*. Kemudian pada pembacaan nilai kemiringan $31,6^{\circ}$ terdapat pergerakan motor yang melonjak tinggi, yaitu sebesar 32,2 RPM di roda kiri dan 0 RPM di roda kanan. Keadaan sesuai dengan rancangan untuk gerak belok kanan. Kemudian terdapat sedikit kenaikan kecepatan ketika kemiringan *Accelerometer* mencapai $45,4^{\circ}$ dimana kecepatan putaran menjadi 33,6 RPM di roda sebelah kiri, namun terdapat ketidakstabilan kecepatan pada roda kanan yang terdeteksi sebesar 2,3 RPM.

Pada pengujian belok kiri, didapatkan hasil yang serupa dengan pengujian belok kanan, dimana input pada *accelerometer* baru akan direspon dengan putaran roda kanan yang meningkat seiring dengan kenaikan sudut (Gambar 10b). Seperti yang terlihat, pada kondisi gerak belok

kiri, roda kanan yang akan berputar sedangkan roda kiri akan mengambil posisi pivotal (tidak bergerak).

Dari kedua percobaan gerakan belok ini didapati terjadi sedikit putaran pada roda pivotal. Hal ini kemungkinan terjadi akibat pembacaan nilai kemiringan yang tidak sesuai yang dikarenakan *accelerometer* berada di sumbu positif pada saat dimiringkan ke kanan. Hal ini menyebabkan pembacaan yang tidak sempurna dan menyebabkan pergerakan yang tidak seharusnya terjadi. Berdasarkan analisis data pengujian, terdapat pembacaan input yang tidak disengaja oleh *accelerometer* di keseluruhan pengujian yang dilakukan. Kondisi ini diakibatkan karena *accelerometer* memiliki tingkat kesensitivitasan yang tinggi sehingga nilai kemiringan kecil akan tetap terbaca, terlebih lagi jika terdapat perubahan sudut secara terus menerus. Adanya pembacaan yang tidak seharusnya ini merupakan *Error* yang dapat terjadi akibat kesensitivitasan daripada *accelerometer* itu sendiri. *Accelerometer* mendeteksi nilai kemiringan dalam vektor, dimana dalam percepatan, bahan piezoelectric yang terdapat pada modul *Accelerometer* distimulasi dengan gaya yang menyebabkan sinyal berupa muatan listrik yang besarnya sama sebanding dengan gaya tersebut.

Kesimpulan

Setelah proses perancangan, pengujian, dan analisis, maka ditemukanlah beberapa simpulan yang dapat ditarik sebagai bentuk hasil pengerjaan di berbagai aspek : Perancangan berhasil bekerja sesuai yang diinginkan yaitu pembacaan nilai kemiringan *accelerometer* dapat diteruskan oleh arduino sehingga memutar *power motor* yang menggerakkan roda. Berdasarkan pengujian jalan rancangan pada dua variasi beban sebesar 40 kg dan 50 kg dan masing masing diuji sebanyak 10 kali, rata rata kecepatan kursi roda pada beban pengguna 40 kg mencapai 0.63 m/s dan pada beban pengguna 50 kg mencapai 0.59 m/s. Perbedaan kecepatan rata-rata hasil pengujian dengan rancangan awal yang dirancang untuk kecepatan 1 m/s memiliki berbagai macam faktor. Hal ini dipengaruhi oleh gaya gesek bearing terhadap roda, beban yang diberikan kepada rancangan, serta daya baterai yang turun akibat pemakaian terus menerus. Transmisi daya oleh motor ke roda juga akan mempengaruhi pergerakan, dimana jika terdapat slip pada motor ke as roda, maka perputaran akan terhambat dan tidak kuat untuk menggerakkan rancangan.

Konflik kepentingan

Tidak ada konflik kepentingan.

Ucapan terima kasih

Penulis mengucapkan terima kasih untuk dana penelitian desentralisasi Fakultas Teknik Universitas Katolik Indonesia Atma Jaya.

References

- [1] J. Fridén, A. G.-T. journal of hand surgery, and undefined 2015, "Tetraplegia management update," *Elsevier*, doi: 10.1016/j.jhsa.2015.06.003.
- [2] A. Landi, M. Mulcahey, G. Caserta, N. D. R.-H. clinics, and undefined 2002, "Tetraplegia: update on assessment," *hand.theclinics.com*, Accessed: Jun. 01, 2023. [Online]. Available: [https://www.hand.theclinics.com/article/S0749-0712\(02\)00024-0/abstract](https://www.hand.theclinics.com/article/S0749-0712(02)00024-0/abstract)
- [3] K. D. Karunakaran et al., "Differences in Cortical Gray Matter Atrophy of Paraplegia and Tetraplegia after Complete Spinal Cord Injury," *J Neurotrauma*, vol. 36, no. 12, pp. 2045–2051, Jun. 2019, doi: 10.1089/NEU.2018.6040.
- [4] A. Ajiboye, F. Willett, D. Young, W. M.-T. Lancet, and undefined 2017, "Restoration of reaching and grasping movements through brain-controlled muscle stimulation in a person with tetraplegia: a proof-of-concept demonstration," *Elsevier*, Accessed: May 31, 2023. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0140673617306013>
- [5] B. Lee, R. Cripps, M. Fitzharris, P. W.-S. cord, and undefined 2014, "The global map for traumatic spinal cord injury epidemiology: update 2011, global incidence rate," *nature.com*, Accessed: May 31, 2023. [Online]. Available: <https://www.nature.com/articles/sc2012158>
- [6] H. Tamura, T. Manabe, ... K. T.-2010 W. A., and undefined 2010, "The electric wheelchair control system using surface-electromyogram of facial muscles," *ieeexplore.ieee.org*, Accessed: May 31, 2023. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5665652/>
- [7] M. Dahmani et al., "An intelligent and low-cost eye-tracking system for motorized wheelchair control," *mdpi.com*, doi: 10.3390/s20143936.
- [8] K. Choi, A. C.-I. D. E. and A. Learning, and undefined 2008, "Control of a wheelchair by motor imagery in real time," *Springer*, Accessed: Jun. 01, 2023. [Online]. Available: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-88906-9_42
- [9] M. Bottos, C. Bolcati, L. Sciuto, ... C. R.-... medicine & child, and undefined 2001, "Powered wheelchairs and independence in young children with tetraplegia," *Wiley Online Library*, vol. 43, no. 11, pp. 769–777, 2001, doi: 10.1111/j.1469-8749.2001.tb00159.x.
- [10] J. Kauzlarich, T. B. III, J. T.- Development, and undefined 2000, "Wheelchair caster shimmy Damping," *rehab.research.va.gov*, vol. 37, no. 3, pp. 305–313, Accessed: Jun. 01, 2023. [Online]. Available: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/00/37/3/pdf/kauzlarich.pdf>

- [11] G. Zhanshe, C. Fucheng, L. Boyu, C. Le, L. Chao, and S. Ke, "Research development of silicon MEMS gyroscopes: a review," *Microsystem Technologies*, vol. 21, no. 10, pp. 2053–2066, Oct. 2015, doi: 10.1007/S00542-015-2645-X.
- [12] F. D.-E. www. tobuku and undefined 2011, "Pengenalan arduino," *academia.edu*, Accessed: May 31, 2023. [Online]. Available: <https://www.academia.edu/download/51861163/Arduino-Pengenalan.pdf>
- [13] S. A.-A. LLC and undefined 2015, "Arduino," *search.iczhiku.com*, Accessed: May 31, 2023. [Online]. Available: <https://search.iczhiku.com/paper/TFzDjHghd6VMaDsl.pdf>
- [14] H. Juang, K. L.-2013 10th I. I. Conference, and undefined 2013, "Design and control of a two-wheel self-balancing robot using the arduino microcontroller board," *ieeexplore.ieee.org*, 2013, doi: 10.1109/ICCA.2013.6565146.
- [15] H. Ding et al., "Energy loss and mechanical efficiency forecasting model for aero-engine bevel gear power transmission," *Elsevier*, Accessed: Jun. 01, 2023. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0020740322004611>