

Analisis Pembebanan Statis dan Dinamis dari Komponen Kursi Roda bagi Penyandang Cerebral Palsy Berdasarkan ISO 7176-8:2014

Nurmutia Kharisha Mustika¹, Wina Libyawati^{1*}

¹Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Pancasila, Jakarta

Abstrak. Anak-anak penyandang cerebral palsy memiliki berat badan yang bervariasi. Kursi roda khusus cerebral palsy menjadi salah satu alat bantu bagi anak-anak penyandang cerebral palsy, pentingnya setelah proses produksi perlu adanya pengujian kekuatan kursi roda. Biaya pengujian kekuatan kursi roda terhitung tinggi dan membutuhkan waktu lama karena harus mempertimbangkan pemilihan material dan komponen. Oleh karena itu tujuan penelitian yaitu untuk menganalisis beban yang mampu diterima oleh kursi roda cerebral palsy baik dalam kondisi dinamis maupun statis dengan penggunaan model Finite Element Analysis. Analisis yang dilakukan yaitu berbasis solidworks dengan mengombinasikan pedoman dari standar ISO 7176 bagian 8 pada annex a, untuk komponen *arm support*, *foot support*, *handgrip*, *push handle*, dan *tipping lever*. Hasil pembebanan kursi roda dengan metode dinamis maupun statis berdasarkan variasi beban dan komponen yang diuji menurut ISO 7176 bagian 8 pada annex a menunjukkan bahwa kursi roda cerebral palsy ini masih aman digunakan hingga 1000 N.

Kata kunci—*cerebral palsy; ISO 7176:8-2014; kursi roda; Finite Element Analysis*

1. PENDAHULUAN

Cerebral Palsy merupakan sindrom pada sistem saraf yang mempengaruhi gerakan, koordinasi, dan postur tubuh yang disebabkan oleh kerusakan pada bagian otak yang mengontrol gerakan dan koordinasi motorik. Khusus anak yang memiliki berat badan obesitas memiliki kondisi *cerebral palsy* dalam risiko ringan sebesar 20%, risiko sedang sebesar 20%, dan risiko tinggi sebesar 60% menurut WHRE [1]. Penyandang *cerebral palsy* memiliki berat badan beragam tergantung kepada faktor-faktor seperti usia, jenis kelamin, tinggi badan, dan tingkat aktivitas fisik mereka, sehingga alat bantu berkegiatan harus dapat mengakomodir kebutuhan yang bervariasi [2]. Selain itu Tingkat mobilitas penyandang cerebral palsy sangat dipengaruhi oleh kemampuan motorik kasar (GMFCS) dan fungsi tangan (MACS), dimana khusus untuk Anak pada GMFCS III–IV paling berpeluang mencapai mobilitas mandiri dengan kursi roda, sedangkan GMFCS V memiliki keterbatasan terbesar dan umumnya membutuhkan kursi roda elektrik dengan kontrol yang sangat adaptif. Anak dengan fungsi tangan baik (MACS I–II) lebih mudah mengoperasikan kursi roda secara mandiri, sementara MACS IV–V memiliki peluang jauh lebih rendah. Secara keseluruhan, semakin baik fungsi motorik dan tangan, semakin tinggi kemungkinan anak mencapai mobilitas mandiri pada usia dini [3]. Hubungan antara tingkat mobilitas dengan usia penyandang cerebral palsy juga dipetakan oleh Naaris dkk., dimana kemampuan mobilitas penyandang cerebral palsy berkembang berbeda menurut jenjang usia, di mana sebagian besar anak usia 6–14 tahun dengan GMFCS III–V belum bisa berjalan dan memerlukan kursi roda sebagai alat mobilitas utama. Anak usia sekolah biasanya masih merupakan pengemudi pemula sehingga membutuhkan latihan dasar untuk memahami fungsi kursi roda. Memasuki usia remaja, pelatihan terstruktur—seperti power mobility training, simulasi komputer, atau *smart wheelchair*—dapat meningkatkan keterampilan mengemudi, kemandirian, dan partisipasi, meskipun anak dengan gangguan motorik berat tetap membutuhkan sistem kontrol alternatif. Secara umum, kemampuan mobilitas meningkat dengan usia jika akses dan pelatihan yang sesuai diberikan [4]. Pelatihan mobilitas penyandang cerebral palsy dengan bantuan alat atau kursi roda di usia dini terlihat mampu meningkatkan tingkat kemandirian dalam beraktivitas[5]. Sehingga alat bantu

* Corresponding author: wina@univpancasila.ac.id

mobilitas yang dikembangkan untuk memenuhi kebutuhan tersebut khususnya kursi roda harus memperhatikan oleh enam faktor utama, yaitu fitur dasar, kenyamanan, pemenuhan standar, kekuatan dan daya tahan, ergonomi, fitur khusus, serta kemudahan penggunaan dan desain estetis. Kursi roda harus aman, nyaman, sesuai postur anak, menggunakan material kuat, memenuhi standar seperti SNI, serta dilengkapi fitur tambahan (misalnya sabuk pengaman, headrest, meja lipat). Selain itu, kursi roda harus ringan, mudah dilipat, mudah dioperasikan, dan memiliki tampilan yang menarik bagi anak [6].

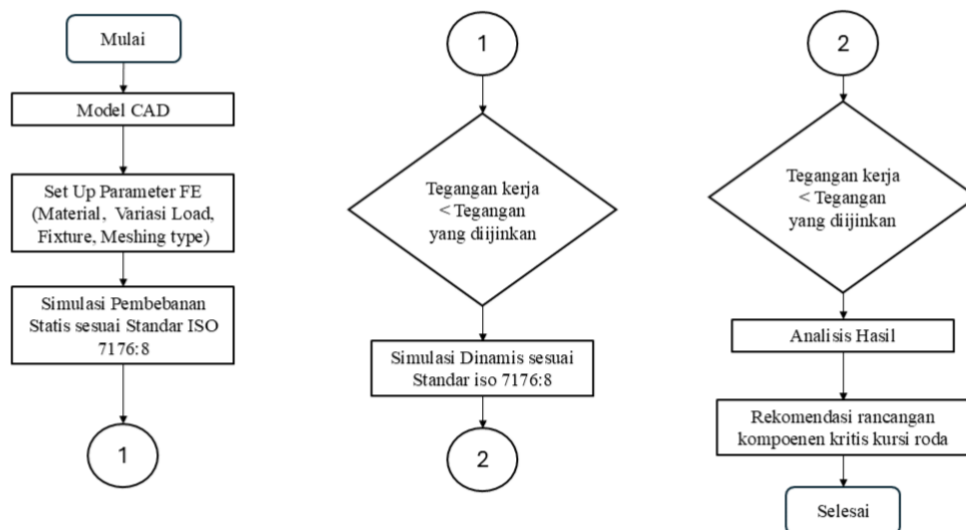
Kebutuhan mobilitas dari penderita cerebral palsy diakomodir oleh para peneliti melalui pengembangan kursi roda atau alat bantu dengan mengedepankan kenyamanan bagi penyandang cerebral palsy sesuai kemampuan motorik pengguna, serta menyelidiki dampak penggunaan. Arsyad & Anzari [7] merancang kursi untuk penyandang cerebral palsy untuk kemudahan berdiri dengan harga terjangkau, hasil rancangan dimanufaktur dan diuji menunjukkan kursi dapat memudahkan penderita untuk berdiri akan tetapi saat pengaturan meja terdapat kesulitan serta perpindahan posisi penderita membutuhkan bantuan pendamping. Pengembangan kursi roda cerdas berbasis kendali gerakan tangan dilakukan sebagai solusi mobilitas bagi penyandang disabilitas fisik, sistem kendali mempergunakan akselerometer MPU6050 untuk mengenali gerakan tangan pengguna, yang kemudian diterjemahkan oleh mikrokontroler Arduino menjadi perintah gerak maju, mundur, kiri, dan kanan, serta dilengkapi modul keamanan seperti deteksi jatuh dan sensor ultrasonik untuk menghindari hambatan, sehingga pengguna dapat mandiri berpindah posisi [8]. Kursi roda elektrik dengan kendali mempergunakan Arduino juga dilakukan oleh Syahrial, dkk untuk dua buah motor DC dan kursi roda berhasil dioperasikan pada medan jalan berkeramik, beraspal, semen, dan tanah sampai dengan 7 meter [9]. Pengembangan kursi roda listrik dengan kendali berbasis gabungan *Convolutional Neural Network (CNN)* dan *Long Short-Term Memory (LSTM)* telah dilakukan dan menghasilkan pergerakan maju, mundur, kanan, kiri, berhenti dan kombinasi dari kursi roda dengan tingkat akurasi sebesar 96,% dan waktu respon sebesar 179 ms, dimana kendali dipicu oleh tangan [10]. Kursi roda pintar berbasis kombinasi sensor kelembaban dan ultrasonik dikembangkan untuk mengendalikan mekanisme payung, dudukan kaki, penutup kepala, serta deteksi halangan yang mungkin terjadi, dan berhasil diwujudkan prototipenya [11]. Penyelidikan dampak penggunaan kursi roda dilakukan oleh Tsotsoros dkk. [12] melalui perbandingan dua jenis kursi roda berdasarkan kekuatan struktur rangka, sistem roda dan ban, sandaran lengan, dudukan dan penyangga kaki, bantalan kursi dan sandaran, *center of gravity* yang dapat diatur, dimensi dan manuver. Hasil perbandingan menunjukkan jenis kursi roda dengan kemudahan modifikasi, manuver, kenyamanan, dan komponen yang adaptif lebih disukai oleh pengguna. Arah pengembangan dan penyelidikan dampak kursi roda menunjukkan kursi roda bertenaga listrik dengan daya rendah, mampu beroperasi di segala medan, dan ramah pengguna disabilitas dengan tingkat mobilitas rendah.

Pengembangan dan penyelidikan dampak penggunaan kursi roda oleh penyandang disabilitas membutuhkan proses panjang dari tahap perancangan sampai dengan dapat terbukti aman dipergunakan oleh pengguna. Sehingga para peneliti selanjutnya mempergunakan model CAD untuk melakukan simulasi pembebanan statis dan dinamis dengan Finite Element Analysis (FEM) sejak tahap perencanaan dalam penentuan desain kursi roda khususnya dari aspek konstruksi. Penerapan CAD SolidWorks dan Finite Element Analysis (FEA) menggunakan ANSYS untuk mengevaluasi kekuatan rangka kursi roda modular duduk–berdiri. Hasil FEA menunjukkan desain aman hingga beban 80 kg ($FoS > 2$), dengan tegangan tertinggi terjadi di bagian bawah rangka, serta kebutuhan gaya aktuator minimum 1338,5 N untuk mengangkat pengguna [13]. menggunakan Finite Element Analysis (FEA) pada model CAD kursi roda komersial sesuai standar ABNT NBR ISO 7176 untuk menilai kekuatan struktur, stabilitas, dan ketahanan komponen. Simulasi menunjukkan bahwa rangka, footrest, dan struktur saat tabrakan mengalami tegangan von Mises yang melebihi batas material sehingga dinyatakan tidak aman, sementara handle dan brake lever lulus uji. Hasil FEA konsisten dengan temuan uji fisik INMETRO, membuktikan bahwa FEA efektif dalam mengidentifikasi kelemahan desain kursi roda sebelum pembuatan prototipe [14]. Integrasi CAD–FEA memastikan struktur kursi roda stabil dan aman dalam transformasi postur. Simulasi dampak tumbukan dengan penerapan FEM akibat kecelakaan ketika kursi roda berserta pengguna berada di dalam kendaraan, dimana efek tumbukan diberikan pada bagian sisi depan, samping, dan belakang, dan hasil dari simulasi menunjukkan capaian nilai Correlation and Analysis (CORA) untuk kepala dan dada secara berurutan adalah 0,71-0,92 dan 0,73-0,96 [15]. Penerapan FEA pada model CAD kursi roda tersebut mampu mengidentifikasi titik lemah secara akurat, baik per komponen atau secara terintegrasi beberapa rakitan komponen kritis, sehingga FEA menjadi alat penting untuk memastikan keamanan desain sebelum prototipe dibuat.

Kebutuhan masyarakat atas kursi roda aman dan mampu meningkatkan mobilitas, perkembangan kursi roda dari mekanik sederhana telah mencapai platform mobilitas cerdas adaptif dan otomasi, serta penerapan FEA dapat mempercepat proses desain dan menurunkan biaya prototipe, membuka peluang pengembangan kursi roda dengan tingkat kandungan komponen lokal tinggi. Peluang tersebut mendorong perancang untuk melakukan analisis pembebanan sesuai dengan prosedur pengujian internasional untuk komponen-komponen kritis dalam penentuan desain yang tepat. Sehingga penelitian ini bertujuan memberikan prosedur analisis kekuatan komponen kritis kursi roda berdasarkan material yang dipergunakan.

2. METHODOLOGI

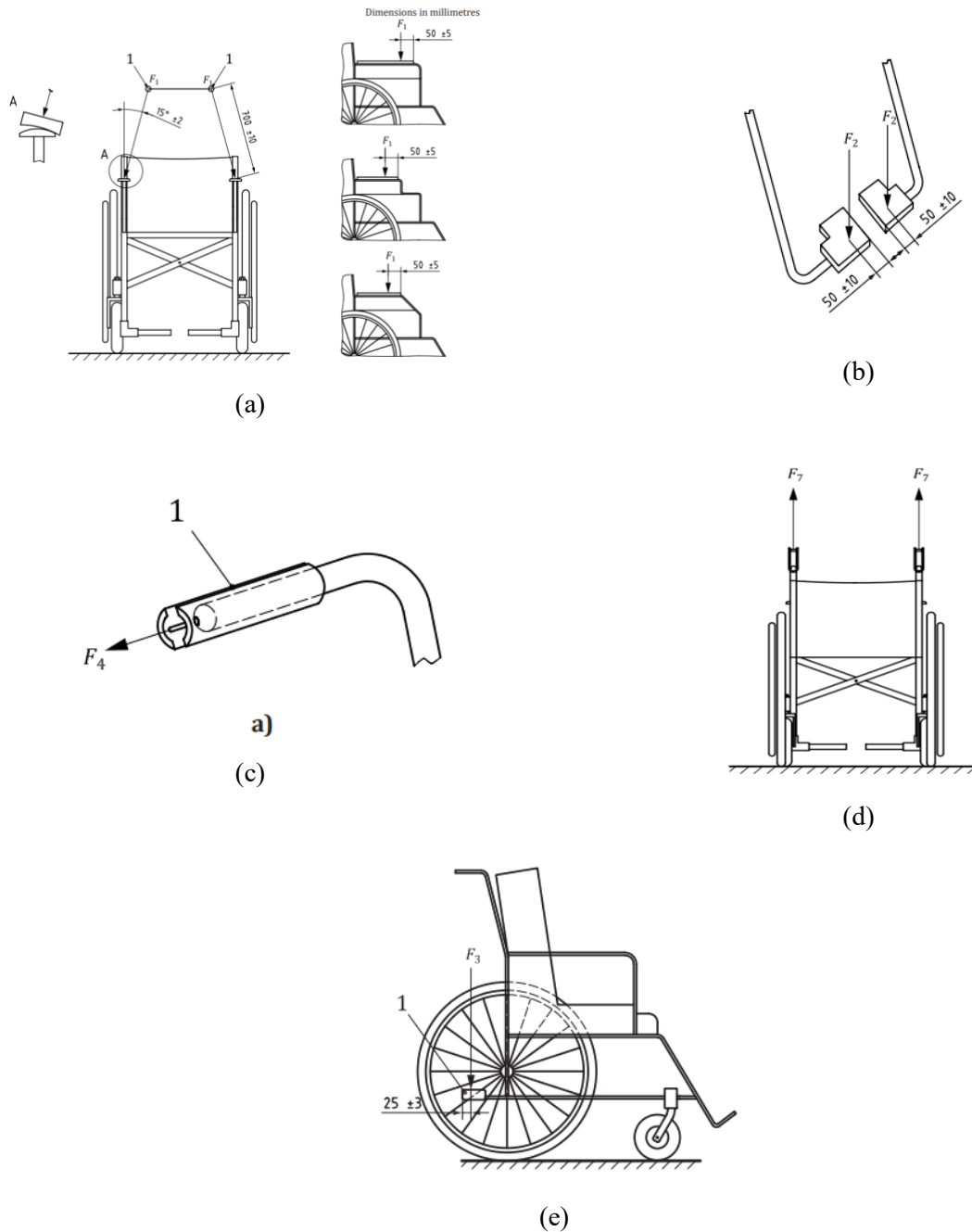
Tahapan yang dipergunakan untuk menganalisis komponen kritis dari kursi roda untuk penderita cerebral palsy terangkum pada Gambar 1. Tahapan analisis terdiri dari 4 (empat) tahapan utama yaitu model Computer Aided Design (CAD), pembebanan statis berdasarkan variasi massa dari pengguna kursi roda, dan pembebanan dinamis, dan rekomendasi keamanan komponen. Pembuatan model dan simulasi dilakukan dengan bantuan perangkat lunak desain. Metode yang dipergunakan saat pembuatan model dan simulasi pembebanan statis dan dinamis adalah *Finite Element Analysis* (FEA).



Gambar 1 Tahapan analisis

Pembuatan model CAD dilakukan sesuai dengan spesifikasi dari masing-masing komponen kritis untuk kemudian dilakukan pengaturan parameter FEA yaitu properti material, variasi beban, posisi pembebanan, dan meshing, dan fixture yang akan dipergunakan. Meshing diatur pada tingkat kerapatan *fine* dan rasio sesuai default dasar dari perangkat lunak desain yang dipergunakan. Selanjutnya simulasi dilakukan dengan Solid Works secara bertahap diawali dengan pembebanan statis ketika komponen diberikan beban dan hasil rata-rata tegangan kerja dibandingkan dengan tegangan luluh dari material komponen. Simulasi pembebanan dinamis dilakukan setelah pembebanan statis dengan pemberian beban selama 1 jam berupa kurva linier, dimana diatur rentang batas minimum dan maksimum.

Komponen kritis dari kursi roda dipilih berdasarkan Standar ISO 7176-8 : 2014 Klausul 4-10 annex a tentang prosedur pembebanan statis [16], dimana *arm support*, *foot support*, *handgrip*, *push handle*, dan *tipping lever* adalah komponen kritis dari kursi roda penderita *cerebral palsy* seperti pada Gambar 2. Variasi beban sesuai dengan ISO 7176-8: 2014 untuk pembebanan statis dan untuk pembebanan dinamis diatur batas minimum dan maksimum seperti pada Tabel 1. Variasi beban gaya diperoleh dari hasil perhitungan berdasarkan persamaan faktor keamanan yang telah ditetapkan dari standar yang diacu.



Gambar 2 Komponen kritis kursi roda penderita cerebral palsy: (a) *arm support*, *foot support*, *handgrip*, *push handle*, dan *tipping lever*

Tabel 1 Variasi beban statis dan dinamis

Komponen	Spesifikasi (Material dan Dimensi)	Beban Statis (N) ^{a)}					Beban Dinamis (N)	
		1	2	3	4	5	Minimum	Maksimum
Arm Support	Multiplek (P x L = 280x400 mm)	190	381	571	952	-	190	952
Foot support	Plastic ABS (P x L = 220x290 mm)	245	490	736	981	1226	245	1226
Handgrip	Nylon (P x L x OD x ID = 110x120 x 40 mm)	726	750	-	-	-	726	750
Push handle	Mild Steel (P x L x D = 820x1015x25mm)	330	515	698	882	-	330	882
Tipping Lever	Nylon (P x L x D = 60x80x25 mm)	910	1000	-	-	-	910	1000

*) Beban statis diperoleh dari ISO 7176-8 : 2014 annex a

3. HASIL DAN DISKUSI

Pelaksanaan tahap penelitian sesuai metodologi dilakukan secara bertahap dan hasil dari simulasi pembebanan statis dan dinamis dibandingkan untuk memperlihatkan titik kritis dari masing-masing komponen yang dianalisis.

a. *Arm Support*

Material: Multiplek

Batas maksimum tegangan: 33.72–42.61 MPa

Pembebanan *Downward* (190–952 N):

- Statis: 3.89–19.50 MPa
- Dinamis: 0.75–18.84 MPa

Tegangan terbesar yang muncul masih berada jauh di bawah batas maksimum multiplek, sehingga meskipun beban meningkat, komponen aman digunakan.

Pembebanan *Upward* (336–896 N):

- Statis: 11.24–29.99 MPa
- Dinamis: 3.75–26.68 MPa

Pembebanan *upward* cenderung menghasilkan tegangan lebih besar dibanding *downward*, namun tetap aman. Hal ini menunjukkan bahwa struktur *arm support* cukup kaku untuk menahan gaya angkat tanpa melebihi kemampuan material.

b. *Foot Support*

Material: *Plastic ABS*

Batas maksimum tegangan: 42.74–96.52 MPa

Pembebanan *Downward* (245–1226 N):

- Statis: 19.12–77.54 MPa
- Dinamis: 0.00136–18.84 MPa

Pada arah *downward*, baik statis maupun dinamis, nilai tegangannya masih masuk pada batas maksimum tegangan *plastic ABS*, sehingga aman digunakan. *Downward* menghasilkan distribusi beban yang lebih menyebar sehingga *plastic ABS* masih mampu menahan gaya tanpa melewati tegangan maksimum material.

Pembebanan *Upward* (166–444 N):

- Statis: 97.82–184.3 MPa → Melebihi batas maksimum → tidak aman
- Dinamis: 4.49–32.12 MPa → Aman

Masalah hanya terjadi pada statis *upward*, karena beban memberikan momen yang besar di ujung *foot support*. Tegangan naik hingga di atas 180 MPa, jelas melampaui batas maksimum tegangan *plastic ABS*. Kondisi ini menunjukkan bahwa material atau desain *foot support* harus diperkuat untuk *upward* statis.

c. *Handgrip*

Material: *Nylon*

Batas maksimum tegangan: 26.94–43.43 MPa

Pembebanan *Downward* (726–750 N):

- Statis: 1.43–1.48 MPa
- Dinamis: 0.011–0.012 MPa

Tegangan yang terjadi sangat rendah dibanding kekuatan nylon, gaya yang diberikan pengguna tidak menyebabkan tegangan signifikan. *Handgrip* sangat aman dalam semua kondisi yang diuji.

d. *Push Handle*

Material: Mild Steel

Batas maksimum tegangan: 472.3 MPa

Pembebanan *Upward* (330–882 N):

- Statis: 0.24–0.64 MPa
- Dinamis: 0.0047–0.0339 MPa

Push handle merupakan komponen paling kuat dibanding bagian lain karena menggunakan baja ringan. Tegangan maksimumnya tidak mencapai 1 MPa, masih sangat jauh dari batas maksimum baja yang mencapai ratusan MPa. Ini menunjukkan push handle memiliki faktor keamanan sangat besar, sehingga tidak berisiko gagal meskipun diberi beban tinggi.

e. *Tipping Lever*

Material: *Nylon*

Batas maksimum tegangan: 26.94–43.43 MPa

Pembebanan *Downward* (910–1000 N):

- Statis: 5.15–5.66 MPa
- Dinamis: 1.00–1.21 MPa

Hasil pembebanan pada *Tipping lever* menunjukkan masih jauh dari batas maksimum tegangan *nylon*. Sehingga aman digunakan.

4. KESIMPULAN

1. Hasil pembebanan kursi roda dengan metode statis berdasarkan variasi beban dan komponen yang diuji menurut ISO 7176:8, menunjukkan bahwa kursi roda cerebral palsy ini masih aman digunakan aman hingga 1000 N, dengan pembebanan downward maupun upward sesuai standar material, kecuali untuk pembebanan statis upward pada foot support belum dapat memenuhi standar material plastic ABS.
2. Hasil pembebanan kursi roda dengan metode dinamis berdasarkan variasi beban dan komponen yang diuji menurut ISO 7176:8, menunjukkan bahwa kursi roda cerebral palsy ini masih aman digunakan aman hingga 1000 N, dengan pembebanan downward maupun upward sesuai standar material.

UCAPAN TERIMA KASIH

Terima kasih atas bantuan yang diberikan pihak Program Studi Teknik Mesin dan Panitia Seminar Riset dan Teknologi untuk terpublikasinya artikel ini.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] B. M. Rogozinski *et al.*, “Prevalence of Obesity in Ambulatory Children with Cerebral Palsy;,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 89, no. 11, pp. 2421–2426, Nov. 2007, doi: 10.2106/JBJS.F.01080.
- [2] P. Meyns *et al.*, “Children with Spastic Cerebral Palsy Experience Difficulties Adjusting Their Gait Pattern to Weight Added to the Waist, While Typically Developing Children Do Not,” *Front. Hum. Neurosci.*, vol. 10, Dec. 2016, doi: 10.3389/fnhum.2016.00657.
- [3] A. Kilde, K. A. I. Evensen, N. Kløve, E. Rodby-Bousquet, S. Lydersen, and G. L. Klevberg, “Early Independent Wheeled Mobility in Children with Cerebral Palsy: A Norwegian Population-Based Registry Study,” *J. Clin. Med.*, vol. 14, no. 3, p. 923, Jan. 2025, doi: 10.3390/jcm14030923.
- [4] M. Naaris *et al.*, “Effectiveness of wheeled mobility skill interventions in children and young people with cerebral palsy: A systematic review,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 65, no. 11, pp. 1436–1450, Nov. 2023, doi: 10.1111/dmcn.15597.
- [5] M. M. I. Ashqar and Dr. N. B. Raj, “Effect of Postural Management with Proper Wheelchair Use on Children with Spastic Cerebral Palsy in Saudi Arabia,” *Saudi J. Biomed. Res.*, vol. 10, no. 09, pp. 322–330, Sept. 2025, doi: 10.36348/sjbr.2025.v10i09.004.
- [6] D. Rahmalina *et al.*, “Exploratory Factor Analysis for Developing Wheelchairs for Children with Cerebral Palsy,” *J. Asimetri J. Ilm. Rekayasa Inov.*, pp. 41–48, Jan. 2025, doi: 10.35814/asiimetri.v7i1.7769.
- [7] M. Arsyad and A. M. Anzari, “Rancang Bangun Kursi Penderita Cerebral Palsy,” *INTEK J. Penelit.*, vol. 4, no. 2, pp. 103–106, Nov. 2017, doi: 10.31963/intek.v4i2.151.
- [8] “An Intelligent Control of Wheel Chair by Hand Gesture,” *Int. J. Adv. Res. Sci. Commun. Technol.*
- [9] B. Wajdi, S. Sapiruddin, T. Hizbi, and S. Hafizin, “Rancang Bangun Kursi Roda Elektrik untuk Disabilitas Berbasis Mikrokontroler Atmega 328,” *Kappa J.*, vol. 5, no. 2, pp. 269–276, Dec. 2021, doi: 10.29408/kpj.v5i2.4809.
- [10] I. Yudi, D. Irawan, and D. H. Aditia, “KONTROL PERGERAKAN KURSI RODA ELEKTRIK BERDASAR PENGENALAN POLA JARI TANGAN DENGAN METODE CONVOLUTIONAL-LSTM,” *TESLA J. Tek. Elektro*, vol. 26, no. 1, pp. 59–68, Apr. 2024, doi: 10.24912/tesla.v26i1.29503.
- [11] D. Kumar, R. Malhotra, and S. R. Sharma, “Design and Construction of a Smart Wheelchair,” *Procedia Comput. Sci.*, vol. 172, pp. 302–307, 2020, doi: 10.1016/j.procs.2020.05.048.
- [12] J. Tsotsoros, H. Chamberlin, R. Collins, K. McDonald, and L. McAuley, “The maintenance and interface of two wheelchairs used by children with cerebral palsy in Kenya: a cross-sectional study,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 20, no. 1, pp. 46–52, Jan. 2025, doi: 10.1080/17483107.2024.2374047.
- [13] M. Z. U. Rahman *et al.*, “Design, Analysis, and Control of Biomedical Healthcare Modular Wheelchair with Posture Transformation,” *Complexity*, vol. 2023, pp. 1–13, June 2023, doi: 10.1155/2023/7310265.
- [14] L. S. Marques, R. R. Magalhães, D. A. De Lima, J. E. Tsuchida, D. C. Fuzzato, and E. T. De Andrade, “Finite element analysis of a commercial wheelchair,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 16, no. 8, pp. 890–901, Nov. 2021, doi: 10.1080/17483107.2020.1749893.
- [15] K. J. Boyle, J. Hu, M. A. Manary, N. R. Orton, and K. D. Klinich, “Development and validation of a set of wheelchair finite element models in frontal, side, and rear impact conditions,” *Traffic Inj. Prev.*, vol. 25, no. sup1, p. 17, Nov. 2024, doi: 10.1080/15389588.2024.2382889.
- [16] M. Ayundyahrini, A. Boynawan, F. Fahma, and S. Susanto, “UJI PARAMETER KEKUATAN PRODUK SESUAI ISO 7176-8:2014 UNTUK PENGEMBANGAN STANDAR KURSI RODA MANUAL DI INDONESIA,” *J. Stand.*, vol. 24, no. 1, p. 45, Nov. 2022, doi: 10.31153/js.v24i1.969.