

# Autoreferat

## 1. Dane personalne i wykształcenie

Imię i nazwisko: **Mateusz Kukła**

ORCID: **0000-0003-3456-3824**

WoS ResearcherID: **N-8332-2014**

- **Aktualne miejsce zatrudnienia oraz stanowisko:**

Politechnika Poznańska  
Wydział Inżynierii Mechanicznej  
Instytut Konstrukcji Maszyn  
ul. Piotrowo 3, 61-138 Poznań  
**Stanowisko: adiunkt**

- **Tytuły zawodowe i ukończone studia:**

2012 – inżynier

Politechnika Poznańska, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania, kierunek: Mechatronika

2013 – magister inżynier

Politechnika Poznańska, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania, kierunek: Mechatronika, specjalność: Mechatronika w środkach transportu

2018 – doktor inżynier

Politechnika Poznańska, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu, w dziedzinie: nauki techniczne, w dyscyplinie: Budowa i Eksploatacja Maszyn

2020 – studia podyplomowe

Wyższa Szkoła Bankowa w Poznaniu, Wydział Finansów i Bankowości, Dział Studiów Podyplomowych i Szkoleń – studia podyplomowe, kierunek: Zarządzanie projektem

2021 – studia podyplomowe

Wyższa Szkoła Bankowa w Poznaniu, Wydział Finansów i Bankowości – studia podyplomowe, Zarządzanie zasobami ludzkimi – specjalista ds. HR

Stopień doktora nauk technicznych uzyskałem za pracę pt.: „Kształtowanie cech materiałowych elastomerów magnetoreologicznych w budowie maszyn” na podstawie uchwały rady wydziału Maszyn Roboczych i Transportu PP nr DR-63/5/2018 z dnia 22.05.2018 r. Pracę pisałem pod kierownictwem dr hab. inż. Ireneusza Malujdy, prof. PP (promotor) oraz dr inż. Krzysztofa Talaśki (promotor pomocniczy). Praca została pozytywnie zrecenzowana przez dr hab. inż. Grzegorza Domka, prof. UKW (Uniwersytet Kazimierza Wielkiego w Bydgoszczy) oraz dr hab. inż. Marcina Bajkowskiego (Politechnika Warszawska).

- **Szkolenia i staże naukowe:**

- [SZ1] Szkolenie z zakresu pracy w oprogramowaniu MSC.ADAMS (zaawansowane metody w ADAMS) zorganizowane przez Sjf Stu Bratislava w roku 2023.
- [SZ2] i [SZ4] Szkolenie z zakresu PART-66, PART-147 oraz czynniki ludzkie, organizowane przez Politechnikę Poznańską w roku 2022.
- [SZ3] Szkolenie w zakresie obsługi aparatu do pomiaru parametrów metabolicznych Cosmed K5, obejmujące proces kalibracji wstępnej urządzenia, przeprowadzenia testów wg wybranych protokołów, wraz z omówieniem i interpretacją wyników. Organizowane przez przedsiębiorstwo „Mikropolis – autoryzowany i wyłączny przedstawiciel firmy COSMED Srl. w Polsce” w roku 2022.
- [SZ5] Seminarium pt. Automotive Industry – Measurement in practice pod patronatem Instytutu Silników Spalinowych I Transportu PP organizowanym przez Biuro Inżynierskie Maciej Zajączkowski, Przy udziale GmbH w roku 2019.
- [S4] Staż w celu szkoleniowym na Faculty of Transport Engineering, Vilnius Gediminas Technical University w Wilnie (Litwa) w roku 2022.
- [S5] Staż naukowy pod tytułem: Modelowanie procesów rozdrabniania biomasy na potrzeby projektowania rębaków na Politechnice Bydgoskiej im. Jana i Jędrzeja Sniadeczek, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Katedra Maszyn i Systemów Technicznych, w roku 2022.

## **2. Zatrudnienie**

Okres zatrudnienia: 2013 – 2018

Miejsce: Politechnika Poznańska, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu, Katedra Podstaw Konstrukcji Maszyn  
Stanowisko: Asystent

Okres zatrudnienia: 2018 – obecnie

Miejsce: Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Instytut Konstrukcji Maszyn  
Stanowisko: Adiunkt

Okres zatrudnienia: 2018 – 2020

Miejsce: Politechnika Poznańska, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu, Katedra Podstaw Konstrukcji Maszyn  
Stanowisko: kluczowy personel B+R w projekcie pt. „Badania biomechaniki napędzania ręcznych wózków inwalidzkich dla innowacyjnych napędów ręcznych i hybrydowych” (LIDER/7/0025/L\_7/15/NCBR/2016), finansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju

Okres zatrudnienia: 2021 – obecnie

Miejsce: Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Instytut Konstrukcji Maszyn  
Stanowisko: kluczowy personel B+R w projekcie pt. „Innowacyjne Układy Napędowe Wózków Inwalidzkich – Projekt, Prototyp, Badania” (Rzeczy są dla ludzi/0004/2020), finansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju

Okres zatrudnienia: 2021 – obecnie

Miejsce: Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Instytut Konstrukcji Maszyn  
Stanowisko: kluczowy personel B+R w projekcie pt. „Innowacyjne Układy Napędowe Wózków Inwalidzkich – Projekt, Prototyp, Badania” (Rzeczy są dla ludzi/0004/2020), finansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju

### 3. Wskazanie osiągnięcia naukowego

Jako osiągnięcie, wynikające z artykułu 219. ustęp 1. ustawy z dnia 1 stycznia 2018 r. „Warunki nadania stopnia doktora habilitowanego – Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce” (Dz.U.2023.0.742 t.j.) wskazuję cykl 7 powiązanych tematycznie publikacji, a w tym monografii, opublikowanych od lipca 2021 do sierpnia 2024 roku (zgodnie z art. 219 ust. 1. pkt 2b) i 6 przyznanych patentów oraz 7 zgłoszeń patentowych od czerwca 2021 do sierpnia 2024 roku przez Urząd Patentowy RP (zgodnie z art. 219 ust. 1. pkt 2c).

Powyższe publikacje i patenty konstrukcji technicznych tworzą powiązany tematycznie ciąg prac składających się na osiągnięcie naukowe zdefiniowane jako:

#### **Studium modelowania dynamiki i badań biomechaniki poruszania się wózkem inwalidzkim**

Szczegółowy wykaz artykułów i patentów tworzących powiązany cykl tematyczny składający się na osiągnięcie naukowe przedstawiono w rozdziałach 3.1 oraz 3.2. Zakres realizowanych przedsięwzięć naukowych, na które składają się z publikacje, patenty i zgłoszenia patentowe, deklaruje jako wkład w rozwój dyscypliny *Inżynieria Mechaniczna*. Zestawienie sumaryczne uzyskanych wskaźników z dorobku naukowego zaliczanego do osiągnięcia naukowego przedstawiono w rozdziale 3.3. Wprowadzenie do podjętej tematyki badawczej, której efektem jest osiągnięcie naukowe przedstawiono w rozdziale 3.4. W rozdziale 3.5 przedstawiono streszczenie prac realizowanych w ramach zadeklarowanego osiągnięcia naukowego. W dalszej części przedstawiono wykaz: współpracy zagranicznej i krajowej z jednostkami naukowymi i przemysłowymi, działalność dydaktyczną, aktywność studentów w pracach badawczych, działalność organizacyjną, dodatkową działalność naukową, wykaz dorobku naukowego uzyskanego przed i po uzyskaniu stopnia naukowego doktora nauk technicznych, potwierdzenia z baz bibliometrycznych.



### 3.1 Wykaz publikacji naukowych wchodzących w skład osiągnięcia naukowego

[A1]	<i>Rolling Resistance Measurements With the Minimisation of Inertia Influence</i> , <b>M. Kukła</b> , D. Mikołajczyk // AIP Conference Proceedings – 2023, vol. 2976, is. 1, s. 1-8	Punktacja MEiN: 20 pkt. IF: -
<p><i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Do moich zadań należało opracowanie metodyki badawczej i przygotowanie tekstu publikacji. Brałem czynny udział w realizacji eksperymentów badawczych przedstawionych w publikacji. Wykonywałem także analizę matematyczną wykorzystanych efektów przeprowadzonych prac. Do moich zadań należała także analiza wyników oraz ich podsumowanie.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 80%</b></p>		
[A2]	<i>An analytical model of the demand for propulsion torque during manual wheelchair propelling</i> / <b>M. Kukła</b> , B. Wiczorek, Ł. Warguła, M. Berdychowski // Disability and Rehabilitation: Assistive Technology - 2021, vol. 16, no. 1, s. 9-16, (publikacja online: 03.07.2019)	Punktacja MEiN: 70 pkt. IF: 1,834
<p><i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Do moich zadań należało opracowanie metodyki badawczej i przygotowanie tekstu publikacji. Brałem czynny udział w realizacji eksperymentów badawczych przedstawionych w publikacji. Wykonywałem także analizę matematyczną wykorzystanych efektów przeprowadzonych prac. Byłem głównym autorem przedstawianego w artykule modelu matematycznego. Do moich zadań należała także analiza wyników oraz ich podsumowanie.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 45%</b></p>		
[A3]	<i>Symmetry Analysis of Manual Wheelchair Propulsion Using Motion Capture Techniques</i> / <b>M. Kukła</b> , W. Maliga // Symmetry - 2022, vol. 14, no. 6, s. 1164-1-1164-11	Punktacja MEiN: 70 pkt. IF: 2,7
<p><i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Do moich zadań należało opracowanie metodyki badawczej i przygotowanie tekstu publikacji. Brałem czynny udział w realizacji eksperymentów badawczych przedstawionych w publikacji. Wykonywałem także analizę matematyczną wykorzystanych efektów przeprowadzonych prac. Do moich zadań należała także analiza wyników oraz ich podsumowanie.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 70%</b></p>		
[A4]	<i>Wybrane aspekty badań i modelowania poruszania się wózkiem inwalidzkim w kontekście dynamiki i biomechaniki</i> / <b>M. Kukła</b> // ISBN-978-83-7775-746-8. Wyd. Politechniki Poznańskiej, 2024.	Punktacja MEiN: 80 pkt. IF: -
<p><i>Wniosłem całościowy wkład w to osiągnięcie.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 100%</b></p>		
[A5]	<i>Manual Wheelchair Equipped with a Planetary Gear - Research Methodology and Preliminary Results</i> / <b>M. Kukła</b> , B. Wiczorek, Ł. Warguła, D. Rybarczyk, J. Górecki // Applied Sciences - 2022, vol. 12, is. 15, s. 1-21	Punktacja MEiN: 100 pkt. IF: 2,7
<p><i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Do moich zadań należało opracowanie metodyki badawczej i przygotowanie tekstu publikacji. Brałem czynny udział w</i></p>		

realizacji eksperymentów badawczych przedstawionych w publikacji. Wykonywałem także analizę matematyczną wykorzystanych efektów przeprowadzonych prac. Do moich zadań należała także analiza wyników oraz ich podsumowanie.

**Mój udział procentowy wyniósł: 50%**

[A6]	<i>Considerations for the Design of a Wheelchair Dynamometer concerning a Dedicated Braking System / M. Kończak, M. Kukla, Ł. Warguła, D. Rybarczyk, B. Wieczorek // Applied Sciences - 2023, vol. 13, is. 13, s. 7447-1-7447-11</i>	Punktacja MEiN: 100 pkt. IF: 2,7
------	--	---

*W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Do moich zadań należało opracowanie metodyki badawczej i przygotowanie tekstu publikacji. Nadzorowałem przeprowadzania oraz brałem czynny udział w realizacji eksperymentów badawczych przedstawionych w publikacji. Wykonywałem także analizę matematyczną wykorzystanych efektów przeprowadzonych prac. Do moich zadań należała także analiza wyników oraz ich podsumowanie.*

**Mój udział procentowy wyniósł: 40%**

[A7]	<i>An Analytical Modelling of Demand for Driving Torque of a Wheelchair with Electromechanical Drive / M. Kukla, B. Wieczorek, Ł. Warguła, J. Górecki, M. Giedrowicz // Energies - 2021, vol. 14, no. 21, s. 7315-1-7315-20</i>	Punktacja MEiN: 140 pkt. IF: 3,252
------	---	---

*W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Do moich zadań należało opracowanie metodyki badawczej i przygotowanie tekstu publikacji. Nadzorowałem przeprowadzania oraz brałem czynny udział w realizacji eksperymentów badawczych przedstawionych w publikacji. Wykonywałem także analizę matematyczną wykorzystanych efektów przeprowadzonych prac. Do moich zadań należała także analiza wyników oraz ich podsumowanie.*

**Mój udział procentowy wyniósł: 50%**

**Wskazana punktacja pozostaje aktualna na dzień: 29.07.2024 r.**

**Szczegółowe omówienie wkładu własnego autora w ramach całości przeprowadzonych prac zostało dodatkowo opisane w rozdziale 3.5.**

### 3.2 Wykaz patentów i zgłoszeń patentowych wchodzących w skład osiągnięcia naukowego

#### Przyznane patenty:

[P1]	<b>Kukła M.</b> , Warguła Ł., Wieczorek B.: Zespół przekładni cięgowych dla wózka inwalidzkiego z napędem ciągowym, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego <b>PL 243033</b> , 2023	Punktacja MEiN: 75 pkt.
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu jego pierwotnej zasady działania, kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Byłem głównym pomysłodawcą tego wynalazku.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 34%</b></p> <p><b>* tytuł na karcie zgłoszenia wyniku (dokument wewnętrzny PP) jest pierwszą wersją roboczą i został zmieniony we właściwym zgłoszeniu patentowym</b></p>		
[P2]	Górecki J., Wieczorek B., <b>Kukła M.</b> , Wilczyński D., Wojtkowiak D.: Urządzenie do symulacji warunków eksploatacji i pomiaru parametrów dynamicznych wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego <b>PL 241525</b> , 2022	Punktacja MEiN: 75 pkt.
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji zasady działania wynalazku i udziale w pracach koncepcyjno-konstrukcyjnych. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 10%</b></p>		
[P3]	Wieczorek B., <b>Kukła M.</b> : Stabilizator osi koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego <b>PL 239438</b> , 2021	Punktacja MEiN: 75 pkt.
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji zasady działania wynalazku. Wykonałem obliczenia wytrzymałościowe i MES oraz ukatowałem geometrię prototypu tego wynalazku. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 50%</b></p> <p><b>* tytuł na karcie zgłoszenia wyniku (dokument wewnętrzny PP) jest pierwszą wersją roboczą i został zmieniony we właściwym zgłoszeniu patentowym</b></p>		
[P4]	Wieczorek B., Warguła Ł., <b>Kukła M.</b> : Moduł do uniwersalnego hamulca dzwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego <b>PL 239693</b> , 2021	Punktacja MEiN: 75 pkt.
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji zasady działania wynalazku i udziale w pracach koncepcyjno-konstrukcyjnych. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 15%</b></p> <p><b>* w zgłoszeniu patentowym omyłkowo wpisano niepełną listę autorów, złożono wnioszek o korektę tego błędu – w załączniku dostarczono pismo od URP dot. zmiany listy autorów</b></p>		
[P5]	Wieczorek B., Warguła Ł., <b>Kukła M.</b> , Berdychowski M.: Moduł do uniwersalnego hamulca dzwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego <b>PL 239410</b> , 2021	Punktacja MEiN: 75 pkt.
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji zasady działania wynalazku i udziale w pracach koncepcyjnych – byłem jednym z jego pomysłodawców.</i></p> <p><b>Mój udział procentowy wyniósł: 15%</b></p> <p><b>* tytuł na karcie zgłoszenia wyniku (dokument wewnętrzny PP) jest pierwszą wersją roboczą i został zmieniony we właściwym zgłoszeniu patentowym</b></p>		

[P6]	Wieczorek B., Warguła Ł., Waluś K.J., <b>Kukła M.</b> : Zestaw modyfikacyjny układu napędu do hybrydowego elektryczno-ręcznego wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego <b>PL 239350</b> , 2020	Punktacja MEiN: 75 pkt.
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji zasady działania wynalazku.</i>  <b>Mój udział procentowy wyniósł: 10%</b>  <i>* tytuł na karcie zgłoszenia wyniku (dokument wewnętrzny PP) jest pierwszą wersją roboczą i został zmieniony we właściwym zgłoszeniu patentowym</i></p>		
[P7]	Warguła Ł., <b>Kukła M.</b> , Wieczorek B.: Urządzenie do pomiaru siły oporów toczenia obiektów wyposażonych w układ jezdny, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego <b>PL 244771</b> , 2024	Punktacja MEiN: 75 pkt.
<p><i>Byłem jednym z pomysłodawców tego wynalazku – w szczególności zaproponowałem rozwiązanie układu ograniczającego luzowanie liny. Mój wkład polegał także na weryfikacji zasady działania wynalazku i udziale w pracach koncepcyjno-konstrukcyjnych. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.</i>  <b>Mój udział procentowy wyniósł: 40%</b>  <i>*tytuł na karcie zgłoszenia wyniku (dokument wewnętrzny PP) jest pierwszą wersją roboczą i został zmieniony we właściwym zgłoszeniu patentowym</i></p>		

#### Zgłoszenia patentowe:

[Z1]	<b>Kukła M.</b> , Wieczorek B., Warguła Ł., Rybarczyk D., Kończak M.: Hamownia do wózków inwalidzkich, Zgłoszenie patentowe w Urzędzie Patentowym RP, nr. P.444414, 14.04.2023	-
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji zasady działania wynalazku. Brałem udział w pracach konstrukcyjnych oraz montażu prototypu, a także na weryfikacji poprawności jego działania.</i>  <b>Mój udział procentowy wyniósł: 26%</b></p>		
[Z2]	<b>Kukła M.</b> , Kończak M.: Mechanizm przekładni tarczowej dla wózka inwalidzkiego z napędem ciągowym, Zgłoszenie patentowe w Urzędzie Patentowym RP, nr. P.444415, 14.04.2023	-
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu jego pierwotnej zasady działania, kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.</i>  <b>Mój udział procentowy wyniósł: 50%</b></p>		
[Z3]	<b>Kukła M.</b> , Wieczorek B., Warguła Ł.: Bezzaczipowe ciągi do wózka inwalidzkiego, Zgłoszenie patentowe w Urzędzie Patentowym RP, nr. P.442651, 26.10.2022	-
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu jego pierwotnej zasady działania, kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.</i>  <b>Mój udział procentowy wyniósł: 50%</b></p>		
[Z4]	Warguła Ł., <b>Kukła M.</b> , Wieczorek B.: Mechanizm przekładni cięgnowej dla wózka inwalidzkiego z napędem ciągowym, Zgłoszenie patentowe w Urzędzie Patentowym RP, nr. P.441264, 24.05.2022	-

<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji zasady działania wynalazku i udziale w pracach koncepcyjno-konstrukcyjnych, byłem jego głównym pomysłodawcą. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.</i></p> <p><b><i>Mój udział procentowy wyniósł: 30%</i></b></p> <p><b><i>* tytuł na karcie zgłoszenia wyniku (dokument wewnętrzny PP) jest pierwszą wersją roboczą i został zmieniony we właściwym zgłoszeniu patentowym</i></b></p>		
[Z5]	<p><b>Kukła M.,</b> Wieczorek B., Warguła Ł.: Zespół piasty koła napędowego wózka inwalidzkiego do napędów wielobiegowych, Zgłoszenie patentowe w Urzędzie Patentowym RP, nr. P.443054, 05.12.2022</p>	-
<p><i>Byłem głównym pomysłodawcą tego wynalazku. Mój wkład w jego powstanie polegał na opracowaniu jego pierwotnej zasady działania, ponadto kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Wykonałem przegląd stanu techniki..</i></p> <p><b><i>Mój udział procentowy wyniósł: 50%</i></b></p> <p><b><i>* tytuł na karcie zgłoszenia wyniku (dokument wewnętrzny PP) jest pierwszą wersją roboczą i został zmieniony we właściwym zgłoszeniu patentowym</i></b></p>		
[Z6]	<p>Wieczorek B., Warguła Ł. <b>Kukła M.:</b> Układ adaptera napędu rowerowego do napędu wózka inwalidzkiego, Zgłoszenie patentowe w Urzędzie Patentowym RP, nr. P.443053, 05.12.2022</p>	-
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji zasady działania wynalazku i udziale w pracach koncepcyjno-konstrukcyjnych. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.</i></p> <p><b><i>Mój udział procentowy wyniósł: 20%</i></b></p> <p><b><i>* tytuł na karcie zgłoszenia wyniku (dokument wewnętrzny PP) jest pierwszą wersją roboczą i został zmieniony we właściwym zgłoszeniu patentowym</i></b></p>		
[Z7]	<p><b>Kukła M.,</b> Kończak M., Rybarczyk D., Wieczorek B., Warguła Ł.: Mechanizm automatycznej przekładni łańcuchowej dla wózka inwalidzkiego z napędem ciągowym, nr. P.447665, 31.01.2024</p>	-
<p><i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu jego pierwotnej zasady działania, kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.</i></p> <p><b><i>Mój udział procentowy wyniósł: 35%</i></b></p>		

### 3.3 Zestawienie sumaryczne uzyskanych wskaźników z dorobku naukowego zaliczanego do osiągnięcia naukowego

Rodzaj dorobku naukowego	Sumaryczna punktacja MEiN	Sumaryczny Impact factor
Artykuły naukowe	580 pkt.	11,152
Patenty	525 pkt.	-
<b>ŁĄCZNIE</b>	<b>1105 pkt.</b>	<b>11,152</b>
Łączny udział własny na podstawie <u>zadeklarowanego udziału procentowego</u> w artykułach naukowych	336,5	5,866
Łączny udział własny na podstawie <u>zadeklarowanego udziału procentowego</u> w patentach	130,5	-

### 3.4 Zarys realizowanej tematyki badawczej

Zadaniem wózków inwalidzkich jest umożliwienie niezależnej egzystencji osobom dotkniętym niepełnosprawnością ruchową. Doświadczenia osób poruszających się na wózkach inwalidzkich pokazują, że urządzenia te są ważne dla ich zdrowia psychicznego, ponieważ sprzyjają zwiększonej mobilności i umożliwiają rozwój interakcji społecznych [1, 2]. Jednym z ważnych aspektów dla użytkowników tych urządzeń jest zwiększenie ich całkowitego możliwego do przebycia dystansu [3]. Przegląd elektrycznych wózków inwalidzkich zdolnych do pokonywania przeszkód, z którymi najczęściej spotykają się osoby niepełnosprawne w swoim najbliższym otoczeniu można odnaleźć w opracowaniu [4]. Wskazano w nim jednak, że część z dostępnych projektów ma na celu ułatwić skuteczne pokonywanie przeszkód terenowych. Jednak jednocześnie nie one są na tyle wydajne, aby umożliwiać efektywne poruszanie się po powierzchni poziomej i posiadają ograniczoną manewrowość [4]. Dostępnych jest wiele rozwiązań technicznych wózków inwalidzkich, a także konstrukcji wspomagających pokonywanie przeszkód terenowych. Jednak aktualnym trendem badawczym jest dążenie do uproszczenia konstrukcji, obniżenia kosztów [5] oraz zmniejszenia liczby osób potrzebnych do asystowania przy pokonywaniu tych przeszkód terenowych [6]. Elektryczne układy napędowe mają na celu znaczne zwiększenie mobilności funkcjonalnej osób niepełnosprawnych, w szczególności osób o bardzo ograniczonej sprawności ruchowej [7, 8]. Warto zauważyć, że w przypadku wózka elektrycznego to właśnie napęd elektryczny całkowicie zastępuje układ mięśniowy operatora w procesie napędzania. Z jednej strony jest to korzystne, ponieważ zasięg wózka i jego zdolność pokonywania przeszkód zależy tylko od jego konstrukcji i zastosowanych rozwiązań technicznych [9, 10]. Z drugiej strony mimo swoich oczywistych zalet wózki inwalidzkie z napędem elektrycznym posiadają pewne wady. Wśród nich wymienić można takie jak: utrudniony transport w pojeździe [11, 12], limitowaną żywotność baterii [12] lub ograniczonymi możliwościami użytkowania w domu [9]. Ponadto występująca w systemie sterowania potrzeba uwzględnienia opóźnienia charakteryzuje się nienaturalną interakcją z użytkownikiem [9, 10]. Szczególnie zauważalna jest mniejsza precyzja sterowania w porównaniu z wózkami klasycznymi – o napędzie ręcznym [9]. Wynika to ze zwiększonej masy, rozmiarów oraz występowania opóźnienia sygnału sterującego [3]. Ponadto istnieje ryzyko, że osoby poruszające się na wózkach inwalidzkich z elektrycznymi układami napędowymi mogą prowadzić mniej aktywny tryb życia, ograniczającego ich wysiłek fizyczny, co z kolei może predysponować ich do wielu długotrwałych problemów zdrowotnych [9, 11, 12].

W przypadku ręcznego wózka inwalidzkiego głównym źródłem napędu są mięśnie człowieka. Jednak korzystanie środków lokomocji techniki asystującej przez dłuższy czas ma konsekwencje dla układu mięśniowo-szkieletowego. Znaczne obciążenie kończyny górnej, na przykład wynikające z nierównomiernego wysiłku fizycznego i ograniczonych możliwości aktywności fizycznej, prowadzi do urazów w wyniku przeciążenia oraz powtarzalnego charakteru napędzania wózka inwalidzkiego. [13, 14]. Wymienione czynniki są częściowymi powodami urazów oraz bólu w kończynach górnych, które dotyczą ponad połowy użytkowników ręcznych wózków inwalidzkich [15, 16]. Wykazano, że czynniki biomechaniczne związane z patologią ramienia i okolic dotyczą: powtarzalności wykonywanych ruchów, skrajnych w kontekście maksymalnego zakresu ruchu pozycji stawów oraz dużego zapotrzebowania na wartość generowanej siły [17, 18]. Siła której źródłem są mięśnie jest przekazywana za pomocą dłoni na ciągi wózka. W efekcie w stawach generowane są wartości momentu które często wynoszą ponad 50% maksymalnych możliwych do wygenerowania przez układ mięśniowy wartości [19-21]. Podczas napędzania wózka bark, łokieć oraz nadgarstek wykonują duży zakres ruchu i muszą wygenerować znaczne wartości sił dla kątów w stawach znajdujących się blisko granicy fizjologicznej [22, 23]. Badania wskazują, że częstość faz napędowych, a więc cykli generowania napędu jest powtarzalna i znajduje się zazwyczaj w przedziale między 1,1 a 1,6 Hz

[24]. W dodatku to sprawność i możliwości fizyczne poszczególnych osób wpływają na długość dystansu oraz rodzaj terenu i przeszkód architektonicznych, które są możliwe do pokonania. W wielu przypadkach użytkownik nie jest w stanie w zadowalający sposób posługiwać się wózkiem inwalidzkim z napędem ręcznym. Stwarza to problem, którego istota polega na niedostosowaniu układu napędowego klasycznego wózka inwalidzkiego do potrzeb i możliwości jego operatora. Problem ten wymaga podejścia badawczego dotyczącego efektywności poruszania się wózkiem inwalidzkim. W [25] wyróżniono w tym zakresie trzy aspekty: ruch wózka w ujęciu mechanicznym, biomechanikę napędu wózka oraz interakcję między wózkiem a jego operatorem.

Wózki inwalidzkie o napędzie ręcznym są najpowszechniejszą metodą zapewniania mobilności populacji ludzi dotkniętych niepełnosprawnością ruchową [16]. Z tego powodu zasadne jest prowadzenie badań ukierunkowanych na poznanie występujących w takim przypadku relacji biomechanicznych. Dotyczą one głównie generowania sił i momentów na potrzeby napędzania wózka inwalidzkiego w kontekście obciążenia organizmu użytkownika, a w szczególności kończyn górnych. Równocześnie za korzystne uznać należy dążenie do jak najlepszego dostosowania konstrukcji ręcznych wózków inwalidzkich do potrzeb i możliwości poszczególnych użytkowników. Można prognozować, że wpłynie to korzystnie na efektywność i ergonomię użytkowania wózka. Zagadnienia związane z ergonomią jazdy wózkiem inwalidzkim są bardzo aktualne i dotyczą jego użytkowania w życiu codziennym [1, 17], ale także w różnych dyscyplinach sportowych, takich jak rugby [10], tenis [28] czy koszykówka [29]. Można zaobserwować, że w ciągu ostatnich dziesięciu lat nastąpił znaczny wzrost udziału w sporcie na wózkach inwalidzkich [30, 31].

W ostatnich latach widoczny staje się trend rozwojowy dotyczący wózków inwalidzkich. Dotyczy on szeregu wielu aspektów. Wśród nich wymienić można na przykład usprawnienia zorientowane na zwiększanie możliwości pokonywania przeszkód terenowych jak schody [32-34], progi [35] czy elewacje [36], ale również rowy, które charakteryzują się dużymi różnicami wysokości [37]. Kierunki rozwoju tego rodzaju urządzeń obejmują także ulepszenia konstrukcyjne zwiększające bezpieczeństwo ruchu [38, 39], redukcję masy i rozmiarów [40] czy prace na rzecz wzmocnienia ramy [41]. Ciekawym rozwiązaniem są także systemy umożliwiające przeniesienie siły napędowej z rąk użytkownika o różnym stopniu dysfunkcji na koła wózka inwalidzkiego [42]. Za główny trend rozwoju należy jednak uznać rozwiązania zorientowane na wspomaganie generowania i przekazania napędu wózka inwalidzkiego.

Mając na uwadze wskazany powyżej zarys problemów dotyczących konstrukcji i eksploatacji wózków inwalidzkich oraz aktualnych trendów badawczych i rozwojowych, sformułowano problem badawczy i projektowy określony w sposób następujący.

**Głównym problemem badawczym jest potrzeba analizy i oceny efektywności wybranych układów napędowych ręcznych wózków inwalidzkich z uwzględnieniem dynamiki i parametrów biomechanicznych w aspekcie oceny rozwiązań konstrukcyjnych.**

Nawiązując do tak zdefiniowanego problemu badawczego postawiono następujący cel pracy:

**Celem naukowym pracy jest modelowanie dynamiki i badanie biomechaniki poruszania się wózkami inwalidzkimi zorientowane na analizę ich układów napędowych w aspekcie zwiększenia użyteczności i efektywności. Wynika on z coraz większego zapotrzebowania na technikę asystującą oraz z dążenia do zmniejszenia barier i ograniczeń w użytkowaniu wózków inwalidzkich.**



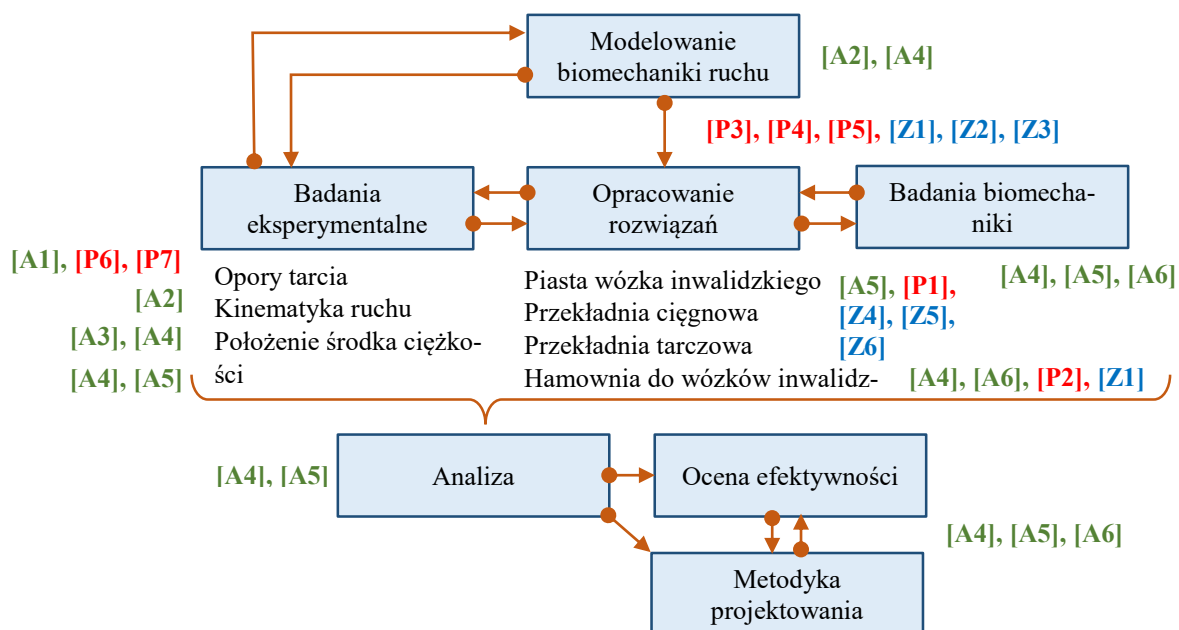
Uwzględniając powyższe, przyjęto następujące cele cząstkowe pracy:

- **Cel 1:** zamodelowanie układu człowiek-wózek inwalidzki z uwzględnieniem biomechaniki generowania napędu przez użytkownika,
- **Cel 2:** aplikacyjne wykorzystanie wypracowanych efektów na potrzeby opracowania innowacyjnych zespołów roboczych i elementów układu przekazania napędu wózka inwalidzkiego,
- **Cel 3:** przeprowadzenie symulacji i obliczeń przy wykorzystaniu opracowanego aparatu matematycznego,
- **Cel 4:** oszacowanie efektywności i przydatności zaprojektowanych rozwiązań, a na tej podstawie określenie metodyki doboru cech konstrukcyjnych wózka inwalidzkiego.

Realizacja cząstkowych celów pracy obejmujących tak zdefiniowane zagadnienie, wymaga wykonania szeregu zadań badawczo-konstrukcyjnych, **dzielących całość pracy na poszczególne etapy**, do których zaliczyć należy:

- opracowanie modelu matematycznego, który posłuży do określenia zapotrzebowania na moment napędowy podczas napędzania wózka inwalidzkiego (**etap 1**),
- identyfikacja parametrów modelu oraz opracowanie metodyki ich wyznaczania; (**etap 2**),
- budowa dedykowanych stanowisk badawczych oraz opracowanie prototypów autorskich rozwiązań układów napędowych ręcznych wózków inwalidzkich (**etap 3**),
- przeprowadzenie badań eksperymentalnych zorientowanych na potrzeby wyznaczania wielkości fizycznych niezbędnych do analizy układu człowiek-wózek inwalidzki (**etap 4**),
- opracowanie metodyki projektowania wózków inwalidzkich na podstawie przeprowadzonych prac oraz przykład jej praktycznego zastosowania (**etap 5**).

Zagadnienia określone na podstawie problemu naukowego i celu pracy dały podstawy do zainicjowania szeregu prac badawczych i rozwojowych, których efekty stanowiły granty badawcze, artykuły naukowe, patenty oraz nagrody na międzynarodowych targach wynalazków. Ogólny plan realizacji celu naukowego przedstawia Rys 1. Poszczególne etapy realizacji są ze sobą powiązane tematycznie, a ich realizacja wzajemnie się zazębia jako, że efekty wykonywania jednego z nich oddziałują na pozostałe.



Rys. 1 Ogólny plan realizacji celu naukowego

**Omawiane w ramach niniejszego autoreferatu zagadnienia są w pierwszej kolejności zorientowane na modelowanie ruchu wózka inwalidzkiego oraz wynikające z tego badania dynamiki i biomechaniki. W następnej kolejności skupiono się na tym jak wnioski z przeprowadzonych badań i analizy modelowej mogą zostać wykorzystane na potrzeby opracowania efektywniejszych konstrukcji. Finalnie rezultaty przeprowadzonych prac umożliwiły opracowanie autorskiego rozwinięcia metodyki projektowania wózków inwalidzkich na podstawie efektów wypracowanych w ramach realizacji celu naukowego.**

#### Literatura:

- [1] Young G. O.: Synthetic structure of industrial plastics, w: J. Peters (red.), *Plastics* (2nd ed.), vol. 3, McGraw-Hill: New York, NY, USA, 1964, s. 15-64.
- [2] Leving M. T., de Groot S., Woldring F. A., Tepper M., Vegter R. J., van der Woude L. H.: Motor learning outcomes of handrim wheelchair propulsion during active spinal cord injury rehabilitation in comparison with experienced wheelchair users. *Disability and Rehabilitation*, vol. 43, s. 1429-1442, 2019.
- [3] Levy C. E., Buman M. P., Chow J. W., Tillman M. D., Fournier K. A., Giacobbi P. Jr.: Use of Power Assist-Wheels Results in Increased Distance Traveled Compared to Conventional Manual Wheeling. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 89, s. 625-634, 2010.
- [4] Sundaram S. A., Wang H., Ding D., Cooper R. A.: Step-climbing power wheelchairs: A literature review. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 23, s. 98-109, 2017.
- [5] Riascos L. A.: A low cost stair climbing wheelchair, w: *Proceedings of the 2015 IEEE 24th International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*, Buzios, Brazil, 3-5 Czerweca s. 627-632, 2015.
- [6] Quaglia G., Franco W., Oderio R.: Wheelchair.q, a mechanical concept for a stair climbing wheelchair, w: *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Guilin, China, 19-23 Grudnia, s. 800-805, 2009.
- [7] Attali X., Pelisse F.: Looking back on the evolution of electric wheelchairs. *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, s. 735-743, 2001.
- [8] de Souza L. H., Frank A. O.: Problematic clinical features of powered wheelchair users with severely disabling multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation*, vol. 37, s. 990-996, 2015.
- [9] Kloosterman M. G., Eising H., Schaake L., Buurke J. H., Rietman J. S.: Comparison of shoulder load during power-assisted and purely hand-rim wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, vol. 27, s. 428-435, 2012.
- [10] Kloosterman M. G., Snoek G. J., van der Woude L. H., Buurke J. H., Rietman J. S.: A systematic review on the pros and cons of using a pushrim-activated power-assisted wheelchair. *Clinical Rehabilitation*, vol. 27, s. 299-313, 2013.

- [11] Giacobbi, P. R. Jr., Levy C. E., Dietrich F. D., Winkler S. H., Tillman M. D., Chow J. W.: Wheelchair users' perceptions of and experiences with power assist wheels. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 89, s. 225-234, 2010.
- [12] Kraaijenbrink C., Vegter R., de Groot S., Arnet U., Valent L., Verellen J., van Breukelen K., Hettinga F., Perret C., Abel T., et al.: Biophysical aspects of handcycling performance in rehabilitation, daily life and recreational sports; a narrative review. *Disability and Rehabilitation*, vol. 43, s. 3461-3475, 2020.
- [13] Andrew O. F., de Souza L. H.: Clinical features of children and adults with a muscular dystrophy using powered indoor/outdoor wheelchairs: Disease features, comorbidities and complications of disability. *Disability and Rehabilitation*, vol. 40, s. 1007-1013, 2018.
- [14] van der Woude L. H. V., Janssen T. W., Veeger D.: 3rd International Congress 'Restoration of (wheeled) mobility in SCI rehabilitation: State of the art III': Its background. *Technology and Disability*, vol. 17, s. 55-61, 2005.
- [15] Boninger M. L., Cooper R. A., Fitzgerald S. G., Lin J., Cooper R., Dicianno B., Liu B.: Investigating neck pain in wheelchair users. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 82, s. 197-202, 2003.
- [16] Finley M. A., Rodgers M. M.: Prevalence and identification of shoulder pathology in athletic and non-athletic wheelchair users with shoulder pain: a pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 41(3B), s. 395-402, 2004.
- [17] Sie I. H., Waters R. L., Adkins R. H., Gellman H.: Upper extremity pain in the postrehabilitation spinal cord injured patient. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 73, s. 44-48, 1992.
- [18] Fay B.T., Boninger M. L., Cooper R. A., Baldwin M. A., Koontz A. M.: Wrist kinematics and indicators of carpal tunnel syndrome during manual wheelchair propulsion. *Proceedings of The First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advancing Technology*, 13-16 Października 1999, Atlanta, Georgia, USA, 1999.
- [19] Mercer J. L., Boninger M., Koontz A., Ren D., Dyson-Hudson T., Cooper R.: Shoulder joint kinetics and pathology in manual wheelchair users. *Clinical Biomechanics*, vol. 21(8), s. 781-789, 2006.
- [20] Dubowsky S. R., Rasmussen J., Sisto S. A., Langrana N. A.: Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint force. *Journal of Biomechanics*, vol. 41(14), s. 2981-2988, 2008.
- [21] Lin C.J., Lin P. C., Su F.C., An K.N.: Biomechanics of wheelchair propulsion. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. vol. 9(2), s. 229-242, 2009.
- [22] van Drongelen S., van der Woude L. H., Janssen T. W., Angenot E. L., Chadwick E. K., Veeger D. H.: Mechanical load on the upper extremity during wheelchair activities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol.86(6), s. 1214-1220, 2005.
- [23] Veeger H. E., Meershoek L. S., van der Woude L. H., Langenhoff J. M.: Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 35(3), s. 305-313, 1998.
- [24] Shimada S. D., Robertson R. N., Bonninger M. L., Cooper R. A.: Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 35(2), s. 210-218, 1998.
- [25] Boninger M. L., Souza A. L., Cooper R. A., Fitzgerald S. G., Koontz A. M., Fay B. T.: Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83(5), s. 718-723, 2002.
- [26] van der Woude L. H. V., Veeger D.: Ergonomics of Wheelchair Design: A Prerequisite for Optimum Wheeling Conditions. *Adapted Physical Activity Quarterly*, vol. 6, s. 109-132, 1989.
- [27] Rankin J. W., Kwarciak A. M., Richter W. M., Neptune R. R.: The influence of wheelchair propulsion technique on upper extremity muscle demand: A simulation study. *Clinical Biomechanics*, vol. 27(9), s. 879-886, 2012.
- [28] Bragança S., Castellucci I., Gill S., Matthias P., Carvalho M., Arezes P.: Insights on the apparel needs and limitations for athletes with disabilities: The design of wheelchair rugby sports-wear. *Applied Ergonomics*, vol. 67, s. 9-25, 2018.
- [29] de Groot S., Bos F., Koopman J., Hoekstra A. E., Vegter R. J.: The effect of a novel square-profile hand rim on propulsion technique of wheelchair tennis players. *Applied Ergonomics*, vol. 71, s. 38-44, 2018.
- [30] Mason B. S., van der Woude L. H. V., Goosey-Tolfrey V. L.: The Ergonomics of Wheelchair Configuration for Optimal Performance in the Wheelchair Court Sports. *Sports Medicine*, vol. 43, s. 23-28, 2012.
- [31] Shepherd J. B., James D. A., Espinosa H. G., Thiel D. V., Rowlands D. D.: A Literature Review Informing an Operational Guideline for Inertial Sensor Propulsion Measurement in Wheelchair Court Sports. *Sports*, vol. 6(2), 34, s. 1-11, 2018.
- [32] Perret C.: Elite-adapted wheelchair sports performance: A systematic review. *Disability and Rehabilitation*, vol. 39, s. 164-172, 2015.
- [33] Hinderer M., Friedrich P., Wolf B.: An autonomous stair-climbing wheelchair. *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 94, s. 219-225, 2017.

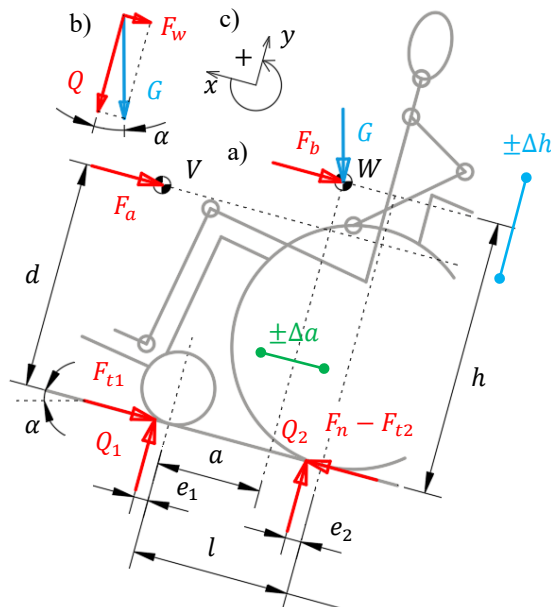
- [34] Sasaki K., Eguchi Y., Suzuki K.: Stair-climbing wheelchair with lever propulsion control of rotary legs. *Advanced Robotics*, vol. 34(12), s. 802-813, 2020.
- [35] Madanhire I., Gwizo T., Mbowa C.: Design Improvement of Off-road Rough Uneven Rural Terrain Wheelchair, w: *Proceedings of the 2nd European Conference on Industrial Engineering and Operations Management (IEOM)*. July 26-27, Paryż, Francja, s. 2613-2626, 2018.
- [36] Szrek J., Muraszkowski A.: Synthesis of an Automatic Obstacle overcoming Control Module, dedicated for Manual Wheelchairs. *Acta Polytechnica Hungarica*, vol. 15, nr 4, s. 45-57, 2018.
- [37] Wu B. F., Chen Y. S., Huang C. W., Chang P. J.: An uphill safety controller with deep learning-based ramp detection for intelligent wheelchairs. *IEEE Access*, vol. 6, s. 28356-28371, 2018.
- [38] Favey C., Farcy R., Donnez J., Villanueva J., Zogaghi A.: Development of a New Negative Obstacle Sensor for Augmented Electric Wheelchair. *Sensors*, vol. 21(19), 6341, s. 1-19, 2021
- [39] Rozendaal L. A., Veeger H. E. J., van Der Woude L. H. V.: The push force pattern in manual wheelchair propulsion as a balance between cost and effect. *Journal of Biomechanics*, vol. 36, s. 239-247, 2003.
- [40] Lee J., Jeong W., Han J., Kim T., Oh S.: Barrier-Free Wheelchair with a Mechanical Transmission. *Applied Sciences*, , vol. 11, 5280, s. 1-11, 2020.
- [41] Nonaka M., Kashiwazaki H., Ura S., Nagamori M., Uchiyama H., Shionoya A.: Evaluation of Driving Performance of Two Types of Competitive Wheelchairs for Badminton Made of Two Different Metallic Materials. *Proceedings*, vol. 49(1), 161, s. 1-7, 2020.
- [42] Zipfel E., Cooper R. A., Pearlman J., Cooper R., McCartney M.: New design and development of a manual wheelchair for India. *Disability and Rehabilitation*, vol. 29, s. 949-962, 2007.
- [43] Quaglia G., Bonisoli E., Cavallone P.: The Design of a New Manual Wheelchair for Sport. *Machines*, vol. 7(2), 31, s. 1-14, 2019.

### 3.5 Opis merytoryczny osiągnięcia naukowego

#### 3.5.1 Etap 1: Opracowanie modelu matematycznego

Podstawą dalszych prac naukowych było w pierwszej kolejności opracowanie analitycznego modelu matematycznego zapotrzebowania na moment napędowy (względnie siłę napędową), niezbędnego do napędzania wózka inwalidzkiego. Stanowi on w swojej istocie rozwinięcie modelu mechaniki ruchu pojazdów [1], który powstał w efekcie uwzględnienia właściwości i cech charakterystycznych poruszania się wózkiem inwalidzkim. Szczegółowy opis i wyprowadzenie omawianego aparatu matematycznego było przedmiotem autorskich opracowań [A2, A4]. Na Rys. 2 przedstawiono układ człowiek-wózek inwalidzki wraz z siłami jakie na niego oddziałują. W analizie sił wykorzystano zasadę symetrii układu względem płaszczyzny przechodzącej przez jego środek. Dzięki temu rozpatrzenia wymagać będą dwa koła – napędzane oraz bierne. To założenie jest pewnym przybliżeniem rzeczywistości. Układ nie posiada idealnej geometrycznej symetrii. Również wartość momentu napędzającego jest różna dla poszczególnych kół napędowych, co wynika z asymetrii czynnościowej prawej i lewej strony ludzkiego ciała. Wpływ opisanego zjawiska, pominięto w dalszych rozważaniach.

Do początkowej części rozważań założono, że układ porusza się prostoliniowym ruchem niejednostajnym po nawierzchni nachylonej pod kątem  $\alpha$ . W przypadku ruchu układu człowiek-wózek inwalidzki jest to równocześnie kąt wzniosu (lub nachylenia) samego wózka. Analizę układu przeprowadzono przyjmując układ współrzędnych oraz dodatnie znakowanie momentów tak jak to pokazano na Rys. 2 c). Mniejsze koło wózka inwalidzkiego jest kołem biernym. Większe koło wózka inwalidzkiego jest natomiast, kołem napędzanym (względnie – hamowanym). Wózek porusza się z prędkością liniową  $\dot{x}(t)$ . Przyjęte w tym miejscu współrzędne zostały konsekwentnie zachowane w ramach całego opracowania. Współrzędna  $x$  definiuje oś poziomą względem wózka zwróconą w stronę ruchu, współrzędna  $y$  definiuje oś pionową względem wózka zwróconą w stronę głowy użytkownika. Z kolei oś  $z$  definiuje współrzędną poziomą w płaszczyźnie ruchu zwróconą od obserwatora w stronę Rys. 2.



Rys. 2. Schemat sił działających na układ człowiek-wózek inwalidzki podczas ruchu po powierzchni nachylonej pod kątem; a) widok całego układu, b) składowe wypadkowego ciężaru układu wózek inwalidzki-człowiek, c) przyjęty układ współrzędnych;  $V$  – środek wysokości układu,  $W$  – środek ciężkości układu; (pozostałe wielkości zostały zdefiniowane w tekście)

Suma sił działających w kierunku ruchu pojazdu uwzględniająca siły wynikające z bezwładności poszczególnych kół może zostać zapisana jako równanie:

$$F_n - F_t - F_w - F_a - F_b \pm \frac{I_{k1}}{r_{d1}r_{t1}}\ddot{x}(t) \pm \frac{I_{k2}}{r_{d2}r_{t2}}\ddot{x}(t) = 0, \quad (1)$$

gdzie:  $F_a$  to siła oporu aerodynamicznego,  $F_b$  to siła bezwładności układu,  $F_t$  to całkowita siła tarcia,  $F_n$  to siła pędna,  $I_{k1}$  to moment bezwładności mniejszego koła względem osi obrotu,  $I_{k2}$  to moment bezwładności większego koła względem osi obrotu,  $r_{d1}$  to promień dynamiczny mniejszego koła,  $r_{t1}$  to promień toczny mniejszego koła,  $r_{d2}$  to promień dynamiczny większego koła,  $r_{t2}$  to promień toczny większego koła. Całkowita siła oporu toczenia jest sumą sił oporu (tarcia) dla koła mniejszego  $F_{t1}$  oraz koła większego  $F_{t2}$ . Należy zwrócić uwagę, iż zarówno obciążenia poszczególnych osi  $Q_1$  i  $Q_2$  oraz współczynniki oporu toczenia  $f_1$  i  $f_2$  nie są sobie równe. Wynika to z różnych rodzajów kół oraz odmiennych średnic dla poszczególnych osi. Wpływ na taki stan rzeczy ma również niesymetryczne położenie środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzi względem osi obrotu kół.

Po dokonaniu szeregu przekształceń, można udowodnić, że wartość siły pędnej  $F_n$ , względnie momentu napędowego  $M_n$ , można przedstawić za pomocą równań:

$$F_n = Q_1f_1 + Q_2f_2 + G \sin \vec{\alpha} + (0,047AC_x)\dot{x}^2(t) \mp \left( \frac{G}{g} + \frac{I_{k1}}{r_{d1}r_{t1}} + \frac{I_{k2}}{r_{d2}r_{t2}} \right) \ddot{x}(t), \quad (2)$$

$$M_n = (Q_1f_1 + Q_2f_2 + G \sin \vec{\alpha})r_{d2} + (0,047AC_xr_{d2}r_{t2}^2)\dot{\varphi}^2(t) \mp \left( \frac{G}{g}r_{d2}r_{t2} + \frac{r_{d2}r_{t2}}{r_{d1}r_{t1}}I_{k1} + I_{k2} \right) \ddot{\varphi}(t). \quad (3)$$

Parametrem definiującym ruch układu może być albo przemieszczenie wózka  $x(t)$  lub jeżeli jest to korzystniejsze – przemieszczenie katowe większego koła  $\varphi(t)$ . Wielkości sił obciążających poszczególne osie  $Q_1$  i  $Q_2$  można wobec tego zdefiniować za pomocą równań:

$$\begin{cases} Q_1 = \frac{-0,047dAC_x\dot{x}^2(t) \mp \frac{Gh}{g}\ddot{x}(t) - Gh\sin\vec{\alpha} + G(l - a - e_2)\cos\vec{\alpha}}{(e_1 + l - e_2)} \\ Q_2 = \frac{0,047dAC_x\dot{x}^2(t) \pm \frac{Gh}{g}\ddot{x}(t) + Gh\sin\vec{\alpha} + G(e_1 + a)\cos\vec{\alpha}}{(e_1 + l - e_2)}, \end{cases} \quad (4)$$

lub po wykorzystaniu znanych zależności dla ruchu obrotowego, tak aby przejść z prędkości liniowej na katową:

$$\begin{cases} Q_1 = \frac{-0,047dAC_xr_{t2}\dot{\varphi}^2(t) \mp \frac{Gh}{g}r_{t2}\ddot{\varphi}(t) - Gh\sin\vec{\alpha} + G(l - a - e_2)\cos\vec{\alpha}}{(e_1 + l - e_2)}, \\ Q_2 = \frac{0,047dAC_xr_{t2}\dot{\varphi}^2(t) \pm \frac{Gh}{g}r_{t2}\ddot{\varphi}(t) + Gh\sin\vec{\alpha} - G(e_1 + a)\cos\vec{\alpha}}{(e_1 + l - e_2)}, \end{cases} \quad (5)$$

gdzie:  $d$  to odległość środka wysokości od podłoża,  $h$  to odległość środka ciężkości od podłoża,  $a$  to odległość osi mniejszego koła od środka ciężkości, natomiast  $l$  to odległość pomiędzy osiami kół wózka inwalidzkiego,  $e_1$  to ramię momentu oporu toczenia koła tocznego,  $e_2$  to ramię momentu oporu toczenia koła napędzanego,  $A_p$  to powierzchnia czołowa układu człowiek-wózek inwalidzki,  $C_x$  to bezwymiarowy współczynnik oporu powietrza,  $g$  to przyspieszenie ziemskie.

Jak wynika z wyprowadzonych zależności (4) i (5) obciążenia osi przedniej i tylnej nie są stałe. Zależą one między innymi od: rodzaju i przebiegu w czasie ruchu (prędkości i przyspieszenia) układu człowiek-wózek inwalidzki, kąta wzniesienia płaszczyzny ruchu  $\alpha$ , ale rów-

niez wartości odległość środka wysokości od podłoża  $d$ , które to nie są stałe podczas napędzania wózka jak i jego hamowania przez użytkownika. Ponadto równania (2) i (3) zależą pośrednio od równań (4) i (5) na wartość których wpływa odległość środka ciężkości od podłoża  $h$  oraz odległość osi mniejszego koła od środka ciężkości  $a$ . Wartości tych dwóch parametrów zmieniają się w czasie wykonywania ruchów napędowych przez użytkownika wózka inwalidzkiego w sposób cykliczny przyjmując wartości z pewnego przedziału. Zakres ich zmienności został przedstawiony na Rys. 1 a) jako wielkości:  $\Delta a$  oraz  $\Delta h$ . Szczegółne znaczenie tych dwóch wielkości wynika z faktu, iż są one nierozzerwalnie związane z zagadnieniem stabilności układu człowiek-wózek inwalidzki. Znajomość ich wartości pozwala na określenie stabilności na płaszczyźnie ruchu oraz stateczności dynamicznej. Stabilność na płaszczyźnie ruchu jest zachowana jeżeli środek ciężkości układu nie opuszcza wieloboku który można utworzyć łącząc ze sobą punkty podparcia. Stabilność dynamiczna zależy od wzajemnej relacji wartości sił reakcji podłoża, w tym przypadku  $Q_1$  oraz  $Q_2$  i niesie informację o tym, czy układ cechuje tendencja do przechylania się w przód lub w tył. Takie informacje są bardzo istotne z inżynierskiego oraz użytkowego punktu widzenia, wpływają bowiem na bezpieczeństwo konstrukcji i osoby wykorzystującej wózek inwalidzki.

**Autorskie osiągnięcie w zakresie opisywanego zagadnienia opiera się na tym, że byłem pomysłodawcą zastosowania analitycznego modelu ruchu pojazdu do opisu kinematyki i dynamiki ruchu układu człowiek-wózek inwalidzki. Opracowałem ideowo i matematycznie uwzględnienie specyfiki poruszania się takiego układu, a następnie wprowadziłem autorskie modyfikacje. Przeprowadziłem identyfikację parametrów modelu, a także dokonałem jego walidacji. W efekcie zrealizowany został Cel 1 niniejszej pracy wskazany w ramach rozdziału 3.4. W literaturze przedmiotu istnieją modele opisujące poruszanie się wózkiem inwalidzkim, aczkolwiek ten przedstawiony w ramach niniejszego opracowania cechuje się szerokim poziomem rozbudowania. Pozwala to uwzględnić i przeprowadzić analizę wpływu dużej ilości parametrów na poruszanie się wózkiem inwalidzkim.**

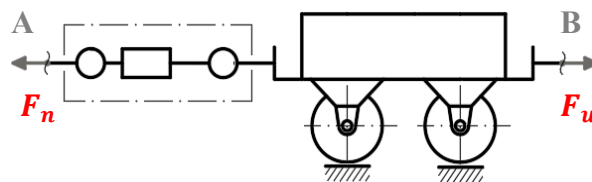
Literatura:

- [1] Habich E. L.: Mechanika pojazdów, w: K. Studziński (red.), Techniczny poradnik samochodowy: praca zbiorowa, Cz. 1., WNT, Warszawa, 1962, s. 632-690

### 3.5.2 Etap 2: Identyfikacja parametrów modelu oraz opracowanie metodyki ich wyznaczenia

#### 3.5.2.1 Opór toczenia

Jak wynika z analizy modelu matematycznego opisanego układem równań (3) oraz (5), celem wyznaczenia wartości momentu napędowego  $M_n$  konieczne jest określenie szeregu wielkości fizycznych. Są wśród nich, między innymi, współczynniki oporu toczenia koła tocznego  $f_1$  oraz koła napędzanego  $f_2$ . Zagadnienie wyznaczenia oporów ruchu wózka inwalidzkiego było przedmiotem prac zespołu badawczego, w skład którego wchodzi autor niniejszego opracowania. Efektami prac oraz badań doświadczalnych w tym zakresie są opracowane wynalazki, które zostały objęte patentami [1] oraz zgłoszeniami patentowymi [2]. W literaturze przedmiotu znane są różne metody pomiaru oporów toczenia oraz współczynnika tarcia tocznego. Posiadają one szereg wad i zalet, wynikających z wymaganej metodyki. Zauważono, że cechują się one ograniczeniami w kontekście pomiarów – najdokładniejszy z naukowego punktu widzenia pomiar współczynnika oporu toczenia możliwy jest przy wykorzystaniu dedykowanego stanowiska badawczego w laboratorium. Takie podejście pozwala bowiem na przeprowadzenie eksperymentu w ściśle kontrolowanych warunkach, jednak posiada również wady jak na przykład ograniczona możliwość stosowania powierzchni współpracującej z kołem ze względu na stosowanie rolek lub bieżni. Ponadto, wzajemny kontakt pomiędzy badanym kołem, a elementami stanowiska pomiarowego nie zawsze odzwierciedla rzeczywiste warunki pracy. Aby wyjść naprzeciw tak postawionemu problemowi opracowano rozwiązanie, które umożliwi wykonanie pomiarów w rzeczywistych warunkach eksploatacji przy jednoczesnym zachowaniu kontaktu koła z badaną nawierzchnią. W pracach [3-6] autor niniejszego opracowania, wraz z innymi członkami zespołu, podjęli próbę rozpoznania podstawowych zależności związanych z tarciem tocznym kół stosowanych w wózkach inwalidzkich oraz podobnych układach jezdnych. Mając na uwadze cel i zakres niniejszego opracowania w tym miejscu przybliżone zostaną wyniki szczegółowo przedstawione w opracowaniu [A1]. W omawianych badaniach wykorzystano stanowisko pomiarowe zbudowane w oparciu o zgłoszenie patentowe [7]. Schemat metody pomiarowego przedstawia Rys. 3. Urządzenie wyposażone jest w dwa układy: napędowy – po stronie (A) oraz ograniczający luzowanie się lin – po stronie (B). Układ napędowy pozwala na przemieszczenie obiektu badanego dzięki przeciąganiu linii poprzez walce, które wymuszają jej ruch. Wartość siły z jaką się to odbywa mierzona jest za pomocą czujnika siły.



Rys. 3 Widok rzeczywistego układu do badań, opracowano na podstawie [7]

Wartość siły  $F_n$  powodującej ruch, po zaniechaniu oporów powietrza z powodu małej prędkości układu, można zapisać jako:

$$F_n = F_t + F_u, \quad (6)$$

gdzie:  $F_u$  to siła oporów ruchu układu. Na siłę oporów ruchu układu składają się, między innymi, straty tarcia w układzie mechanicznym, wydłużenie linii oraz nieidealna sprawność przekładni ślimakowej. Na mierzoną w przedstawiony sposób wartość siły oporu toczenia w zastosowanym układzie składają się m.in.: suma oporu toczenia wszystkich kół badanego obiektu, suma oporów tarcia elementów łożyskujących koła oraz ewentualne opory wynikające z braku



zbieżności kół badanego układu. Wielkości te nie mogą być całkowicie wyeliminowane, jednak można ograniczyć ich wpływ poprzez dokładne osadzenie kół oraz zastosowanie odpowiednich łożysk. Wielkość siły tarcia można wyznaczyć z zależności:

$$F_t = G \cdot f_t = m \cdot g \cdot f_t, \quad (7)$$

gdzie:  $f_t$  to współczynnik oporów toczenia. Po podstawieniu zależności (6) do (7) i przekształceniu wyrażenia można otrzymać zależność opisującą współczynnik oporów toczenia jako:

$$f_t = \frac{F_n - F_u}{m \cdot g}. \quad (8)$$

Jest to zależność, przy pomocy której określano wartość współczynnika oporów toczenia  $f_t$ .

**W ramach omówionego zagadnienia byłem jednym z pomysłodawców opisaney metody. Opracowałem i zaprojektowałem układ napędowy oraz ograniczający luzowanie się lin, co umożliwiło jej weryfikację.** Byłem inicjatorem i głównym pomysłodawcą przeprowadzenia badań zadań zgodnie z przedstawioną metodyką. W efekcie brałem udział w opracowaniu nowatorskiej metody wyznaczania oporów toczenia w warunkach polowych. Ma ona na celu uzyskanie szczegółowej wiedzy dotyczącej oporów ruchu wózka inwalidzkiego w warunkach eksploatacyjnych.

Literatura:

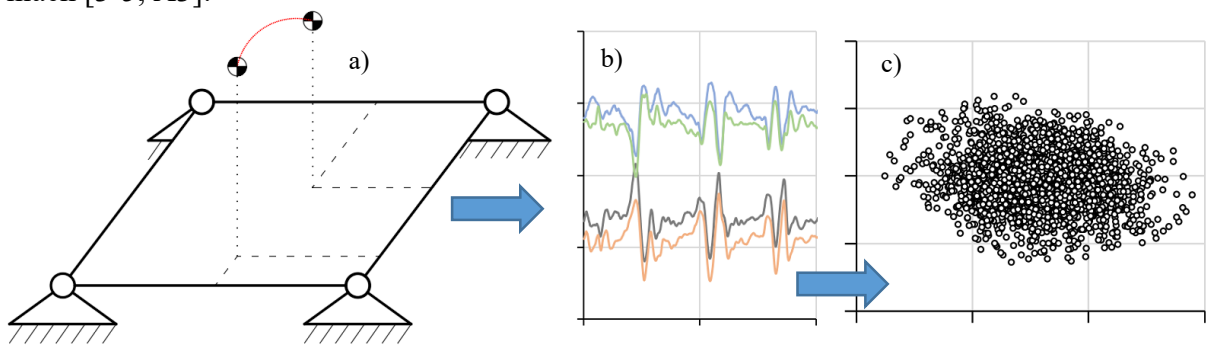
- [1] Wieczorek B., Warguła Ł., Waluś K. J., Kukła M.: Urządzenie do pomiaru siły oporów toczenia obiektów wyposażonych w układ jezdny, patent nr. PL235796B1, Warszawa, 2020.
- [2] Warguła Ł., Kukła M., Wieczorek B.: Urządzenie do pomiaru siły oporów toczenia obiektów wyposażonych w układ jezdny, zgłoszenie patentowe nr. P.438203, data zgłoszenia patentowego: 18.06.2021 r.
- [3] Warguła Ł., Kukła M., Wieczorek B.: The impact of wheelchairs driving support systems on the rolling resistance coefficient. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, vol. 776, 012076, s. 1-8, 2020.
- [4] Warguła Ł., Kukła M., Wieczorek B.: Determination of the rolling resistance coefficient of pneumatic wheel systems. Autobusy : technika, eksploatacja, systemy transportowe, nr 1-2, s. 360-363, 2019.
- [5] Warguła Ł., Wieczorek B., Kukła M.: Determining the rolling resistance coefficient of wheelchairs. Autobusy : technika, eksploatacja, systemy transportowe, nr 1-2, s. 364-367, 2019.
- [6] Warguła Ł., Wieczorek B., Kukła M.: The determination of the rolling resistance coefficient of objects equipped with the wheels and suspension system – results of preliminary tests. MATEC Web of Conferences, vol. 254, 01005, s. 1-10, 2019.
- [7] Warguła Ł., Kukła M., Wieczorek B.: Urządzenie do pomiaru siły oporów toczenia obiektów wyposażonych w układ jezdny, zgłoszenie patentowe nr. P.438203, data zgłoszenia patentowego: 18.06.2021 r.

### 3.5.2.2 Środek ciężkości

Położenie środka ciężkości (punkt  $W$  na Rys. 2 a) może zostać zdefiniowane za pomocą dwóch wartości. Pierwszą z nich jest odległość osi mniejszego koła od środka ciężkości  $a$  – znajduje się ona na płaszczyźnie Rys. 2 (płaszczyźnie strzałkowej użytkownika wózka). Z kolei druga z nich to odległość pomiędzy osią mniejszego koła a środkiem ciężkości, ale w płaszczyźnie czołowej użytkownika wózka (a więc niejako w głąb Rys. 2 a). W przedstawianych rozważaniach założono symetrię lewej i prawej strony, dlatego też wielkość ta nie będzie analizowana w ramach przedstawianego modelu. Warto jednak zwrócić uwagę, że na potrzeby analizy przestrzennej układu – która może na przykład dotyczyć bocznego przechyłu wózka inwalidzkiego lub jego poruszania się torem krzywoliniowym, wartość ta nie może być pominięta.

Metodyka pomiaru położenia środka ciężkości na płaszczyźnie poziomej została opracowana na podstawie pomiaru masy z układu przetworników siły. Jest to metoda znana w lite-

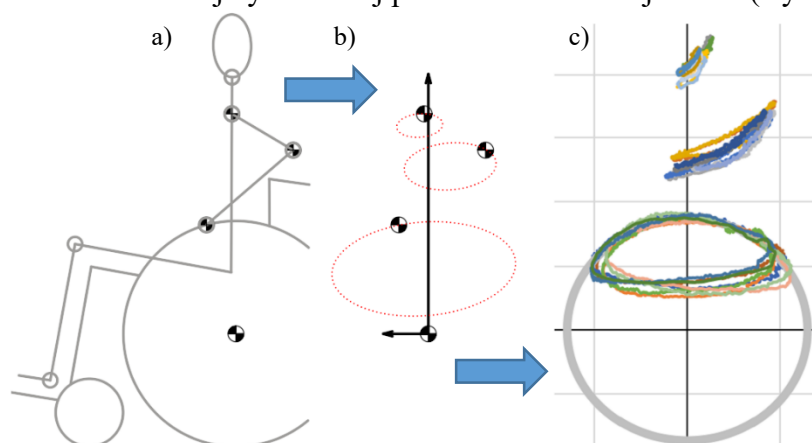
raturze przedmiotu – szczególnie szerokie zastosowanie znajduje ona przy wyznaczaniu położenia środka ciężkości dla pojazdów samochodowych. Opis metody wykorzystującej 4 przetworniki siły można odnaleźć w [1], natomiast jej wariacja, która wykorzystuje tylko 3 przetworniki została opisana w ramach opracowania [2]. Na potrzeby prowadzenia dalszych prac konstrukcyjnych i pomiarowych przyjęto metodykę opartą na czterech czujnikach. Wykonanie pomiarów z ich wykorzystaniem umożliwia, za pomocą zależności geometrycznych i twierdzeń mechaniki technicznej, określenie położenia środka ciężkości na płaszczyźnie ruchu w funkcji czasu. Schematyczne przedstawienie tej metody pokazano na Rys. 4. Przemieszczenie rzutów środka ciężkości na płaszczyznę podłoża (Rys 4 a) charakteryzuje zmiana obciążenia poszczególnych przetworników siły, pomimo tego, że ich sumaryczne wskazanie sumuje się w masę całkowitą badanego układu. Rejestracja wartości z czujników (Rys 4 b), pozwala przy znajomości geometrii szali wagowej wyznaczyć położenie środka ciężkości na płaszczyźnie poziomej (Rys. 4 c). Szczegółowy opis tej metodyki można odnaleźć we współautorskich opracowaniach [3-5, A3].



Rys. 4 Schematyczne przedstawienie metodyki wyznaczania położenia środka ciężkości na płaszczyźnie poziomej; a) przemieszczenie środka ciężkości, b) zmiana obciążenia poszczególnych przetworników siły, c) wyznaczona chmura punktów

Pomiar położenia środka ciężkości na osi  $y$  – a więc wysokości jego położenia jest podstawą do zdefiniowania wartości  $h$ , według Rys. 2 a). Zagadnienie to stanowi osobny i skomplikowany problem badawczy. Jego rozwiązaniem może być wykorzystanie metody analitycznej, która wykorzystuje rzutowanie pozycji ciała człowieka na płaszczyznę czołową. Została ona szczegółowo omówiona w ramach współautorskiego opracowania [6]. Głównym celem tej metody jest opis matematyczny łańcucha kinematycznego całego ciała człowieka dla wszystkich grup antropometrycznych. Efektem wykorzystania zależności matematycznych zdefiniowanych w tej metodzie jest wyznaczenie położenia środka ciężkości w zależności od wzajemnej orientacji przestrzennej poszczególnych segmentów ciała. W szczególności można go zastosować do opisu ruchu rąk i tułowia podczas napędzania ręcznego wózka inwalidzkiego. Takie podejście wymaga eksperymentalnego wyznaczenia położenia segmentów ciała podczas procesu generowania napędu w funkcji czasu. W tym celu możliwe jest natomiast zastosowanie technik przechwytywania obrazu (motion capture). W kontekście przedstawionego problemu, technika ta sprowadza się do wykonania szeregu czynności, które schematycznie przedstawiono na Rys. 5. Podstawę do dalszych prac stanowi zapisanie obrazu za pomocą kamery lub kamer podczas wykonywania zadanych ruchów przez użytkownika wózka inwalidzkiego. W tym celu umieszcza się na ciele człowieka punkty charakterystyczne, zwane markerami, które jednoznacznie definiują poszczególne segmenty ciała, na przykład położenie stawów (Rys. 5 a). Kolejno wykonywana jest komputerowa analiza obrazu zorientowana na przechwycenie przemieszczania się w czasie markerów względem przyjętego nieruchomego układu współrzędnych (Rys. 5 b). Znajomość odległości położenia poszczególnych markerów oraz tego jaki posiadają kształt i wielkość stanowi podstawę do obliczenia ich pozycji względem początku kartezjańskiego układu współrzędnych. Efektem końcowym zastosowania tej techniki jest

chmura punktów zdefiniowana za pomocą zbioru współrzędnych jednoznacznie dokumentujących położenie człowieka w trójwymiarowej przestrzeni w funkcji czasu (Rys. 5 c).

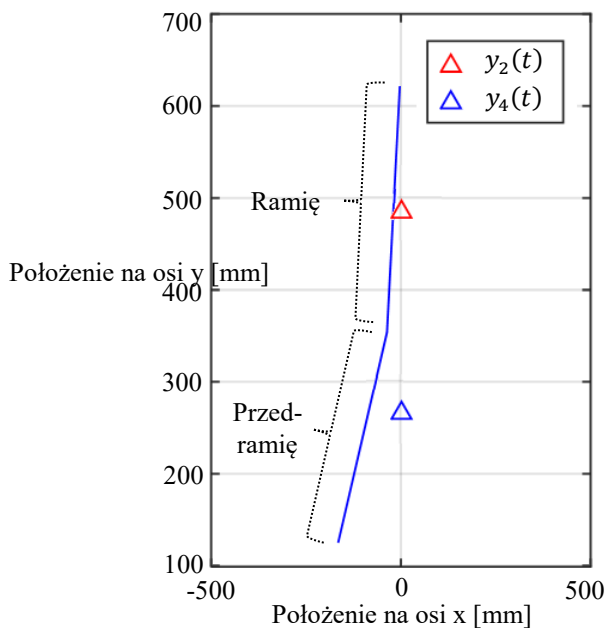


Rys. 5 Schematyczne przedstawienie metodyki wyznaczania położenia wysokości środka ciężkości za pomocą techniki przechwytywania obrazu; a) umieszczanie markerów, b) analiza obrazu, c) zarejestrowana chmura punktów

W omawianych rozważaniach trajektorię ruchu kończyny górnej wyznaczono za pomocą procedury przechwytywania obrazu, w której dokonano wizualnej detekcji markerów ArUco z wykorzystaniem bibliotek OpenCV [7]. Na podstawie analizy obrazu zarejestrowanego za pomocą kamer wyznaczano chmurę punktów stanowiących położenie poszczególnych markerów w danej chwili czasowej dla każdej z klatek ścieżki wideo. Dzięki temu istnieje możliwość zebrania informacji o położeniu segmentów kończyny górnej podczas poszczególnych faz napędowych w trakcie użytkownika wózka inwalidzkiego. Osobny pomiar masy wózka inwalidzkiego, a także jego użytkownika pozwala zdefiniować proporcjonalną masę segmentów jego ciała wykorzystując tablice i atlasy antropometryczne. W tym celu przyjęto odpowiednio współczynniki dla poszczególnych kończyn według opracowania [8]. Każdy z członów ciała posiada środek ciężkości, którego położenie na osi pionowej można jednoznacznie zdefiniować w przyjętym układzie współrzędnych za pomocą współrzędnych od  $y_1(t)$  do  $y_6(t)$ . Wykorzystując zbiór metod opublikowany w [9] można po przekształceniach wyznaczyć zależność na położenie środka ciężkości całego ciała na osi pionowej  $y_0(t)$ . Ostatecznie zależność ta przyjmuje postać równania (9):

$$y_0(t) = \frac{y_1(t) \cdot m_1 + y_2(t) \cdot m_2 + y_3(t) \cdot m_3 + y_4(t) \cdot m_4 + y_5(t) \cdot m_5 + y_6(t) \cdot m_6}{m_0}, \quad (9)$$

gdzie:  $m_0$  to masa człowieka,  $m_1$  to masa tułowia,  $m_2$  to masa ramienia,  $m_3$  to masa głowy,  $m_4$  to masa przedramienia,  $m_5$  to masa uda,  $m_6$  to masa podudzia. Tak opracowany zestaw zależności matematycznych został wprowadzony do środowiska do obliczeń numerycznych MATLAB. Dzięki temu otrzymano narzędzie do obliczania położenia środka ciężkości na podstawie pomiarów techniką przechwytywania obrazu. Wybrane efekty przeprowadzonych w opisany sposób obliczeń przedstawiono na Rys. 6. Można zaobserwować wyznaczone położenie środków ciężkości ręki w swobodnej pozycji. W ramach badań wstępnych przeprowadzono walidację opracowanego aparatu matematycznego. Szczegółowy opis metodyki wyznaczania położenia środka ciężkości został opublikowany w ramach opracowania [A4].



Rys. 6 Wybrane wyniki obliczeń położenia środków ciężkości segmentów kończyny górnej użytkownika wózka inwalidzkiego

W efekcie przeprowadzonych działań badawczo-rozwojowych opracowany został zespół nowatorskich narzędzi do wyznaczania położenia środka ciężkości w przestrzeni trójwymiarowej. Celem ich utworzenia i wykorzystania jest uzyskanie szczegółowej wiedzy, dotyczącej wpływu położenia środka ciężkości wartości sił i momentów w układzie człowiek-wózek inwalidzki. **W tym zakresie najważniejszym autorskim osiągnięciem jest synteza zbioru oddzielnych metod badawczych i obliczeniowych na potrzebę stworzenia zintegrowanej metodyki badawczej umożliwiającej pomiar i jednoczesne wyznaczanie wielkości biomechanicznych charakteryzujących ruch wózka inwalidzkiego.** Innowacyjny charakter takiego podejścia opiera się na jednoczesnym pomiarze i przetwarzaniu szeregu wielkości fizycznych, co umożliwia przeprowadzenie analiz o bardzo szerokim zakresie. Jednocześnie byłem inicjatorem i pomysłodawcą przeprowadzenia syntezy dostępnych w literaturze przedmiotu metod dotyczących pomiarów

przechwytywania obrazu i analitycznego wyznaczania środka ciężkości człowieka. Kierowałem pracami, których celem było opracowanie zautomatyzowanego aparatu matematycznego pozwalającego na wyznaczenie w położenia środka ciężkości człowieka na osi pionowej w funkcji czasu.

#### Literatura:

- [1] Patel S., Topiwala J.: Measuring a Centre of Gravity of an Object using 4 Load Transducer Method. International Journal of Engineering Research & Technology (IJERT), vol. 6, is. 1, p. 210-214, 2017.
- [2] Loisel J., Bascou J., Poulet Y., Sauret C.: Evaluation of a simple characterisation method of the 3D-position of a manual wheelchair centre of mass. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 23, nr s1, s. 172-174, 2020
- [3] **Kukla M.**, Wieczorek B., Warguła Ł., Górecki J.: The determination of the parameters of wheelchair driving with the use of a test bench. Autobusy: technika, eksploatacja, systemy transportowe, nr 1-2, s. 299-302, 2019
- [4] Wieczorek B., **Kukla M.**: Biomechanical Relationships Between Manual Wheelchair Steering and the Position of the Human Body's Centre of Gravity. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 142, nr 8, 081006, s. 1-8, 2020.
- [5] Wieczorek B., **Kukla M.**, Warguła Ł.: Methods for measuring the position of the centre of gravity of an anthropotechnic human-wheelchair system in dynamic conditions. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, vol. 776, 012062, s. 1-8, 2020.
- [6] Wieczorek B., Górecki J., **Kukla M.**, Wojtkowiak D.: The Analytical Method of Determining the Center of Gravity of a Person Propelling a Manual Wheelchair. Procedia Engineering, vol. 177, s. 405-410, 2017.
- [7] Lebedev I., Erashov A., Shabanova A.: Accurate Autonomous UAV Landing Using Vision-Based Detection of ArUco-Marker, w: Proceedings of the International Conference on Interactive Collaborative Robotics. St Petersburg, Russia, 7-9 October 2020; Springer: Cham, Switzerland, s. 179-188, 2020.
- [8] Clauser C. E., McConville J. T., Young J. W.: Wright, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body, AMRL Technical Report, Wright Patterson Air Force Base, Ohio, 1969.
- [9] Wieczorek B., Górecki J., **Kukla M.**, Wojtkowiak D.: The Analytical Method of Determining the Center of Gravity of a Person Propelling a Manual Wheelchair. Procedia Engineering, vol. 177, s. 405-410, 2017.

### 3.5.2.3 Pozostałe parametry modelu

Przeprowadzenie obliczeń i symulacji z wykorzystaniem opracowanego modelu matematycznego opisanego równaniami (3) i (4) wymaga znajomości profilu prędkości i przyspieszenia wózka inwalidzkiego. Metodyka pomiaru i wyznaczania tych wartości zakładała wykorzystanie enkoderów inkrementalnych współpracujących bezpośrednio z kołami wózka inwalidzkiego. Pomiar prędkości oraz czasu umożliwił numeryczne wyznaczenie wartości przyspieszenia oraz przemieszczenia. Szczegółowy opis wskazanej metodyki można odnaleźć w autorskim artykule [A2]. Uwzględnienie zmiennej prędkości wózka inwalidzkiego jest istotnym zagadnieniem, jako że nie jest ona stała a cyklicznie zmienna. W efekcie ruch odbywa się z zmiennym przyspieszeniem co skutkuje tym, że wartości sił w układzie człowiek-wózek inwalidzki są zmienne w czasie.

Poza metodyką wyznaczania wartości zmiennych w czasie, które to uznano za kluczowe, niezbędne było również przyjęcie wartości pozostałych wielkości fizycznych. Część z parametrów układu człowiek-wózek inwalidzki wymaga jednorazowego pomiaru, ponieważ są one charakterystyczne dla wózka o danej konstrukcji (jak na przykład odległość pomiędzy osiami kół czy ich średnica) oraz konkretnego uczestnika badania (jak na przykład masa ciała). Pomiaru takie były wykonywane, w miarę potrzeby bezpośrednio w trakcie wykonywania eksperymentów. Poza tym, na potrzeby przeprowadzenia obliczeń i badań symulacyjnych przyjęto szereg wartości w ramach zdefiniowanego modelem (3) i (4) układu równań. Zagadania dotyczące mechaniki, kinematyki i dynamiki ruchu wózkiem inwalidzkim są przedmiotem prac wielu zespołów badawczych. Z tego względu możliwe było przeprowadzenie badań literaturowych zorientowanych na pozyskanie niezbędnej wiedzy oraz danych. Wybrany zbiór danych, który został wykorzystany do obliczeń numerycznych prowadzonych na opracowanym modelu matematycznym, został przedstawiony w ramach Tab. 1.

Tab. 1 Parametry modelu przyjęte na podstawie badań literaturowych lub wyznaczone w ramach pojedynczego pomiaru

	Wartość	Opis		Wartość	Opis
$A_p$	0,5 m <sup>2</sup>	Wartość przyjęta na podstawie [1]	$I_{k1}$	0,034 kg·m <sup>2</sup>	Wartość przyjęta na podstawie [3]
$C_x$	0,62	Wartość przyjęta na podstawie [2]	$I_{k2}$	0,09 kg·m <sup>2</sup>	Wartość przyjęta na podstawie [2]
$d$	0,4575 m	Wielkość zmierzona	$l$	0,400 m	Wielkość zmierzona
$e_1$	4,046·10 <sup>-4</sup> m	Wartość obliczona na podstawie $f_1$ oraz $r_{d1}$	$r_1$	0,05 m	Wielkość zmierzona
$e_2$	2,937·10 <sup>-3</sup> m	Wartość obliczona na podstawie $f_2$ oraz $r_{d2}$	$r_2$	0,305 m	Wielkość zmierzona
$f_1$	0,022 m/m	Wielkość zmierzona	$r_{d1}$	0,0476 m	Wartość przyjęta na podstawie [4,5]
$f_2$	0,029 m/m	Wielkość zmierzona	$r_{d2}$	0,2937 m	Wartość przyjęta na podstawie [4, 5]
$g$	9,81 m/s <sup>2</sup>	Stała fizyczna	$r_{t1}$	0,0488 m	Obliczono dla przyjętej wartości poślizgu sprężystego = 0,02
			$r_{t2}$	0,3075 m	Obliczono dla przyjętej wartości poślizgu sprężystego = 0,02

W opisanym zakresie byłem inicjatorem i głównym pomysłodawcą przeprowadzenia badań zadań zgodnie z przedstawioną metodyką. Przeprowadziłem analizę literatury przedmiotu, której efektem jest kompilacja zbioru danych istotnych z punktu widzenia prowadzonych prac badawczych. Omawiany zbiór danych może być także wykorzystany podczas prac projektowych

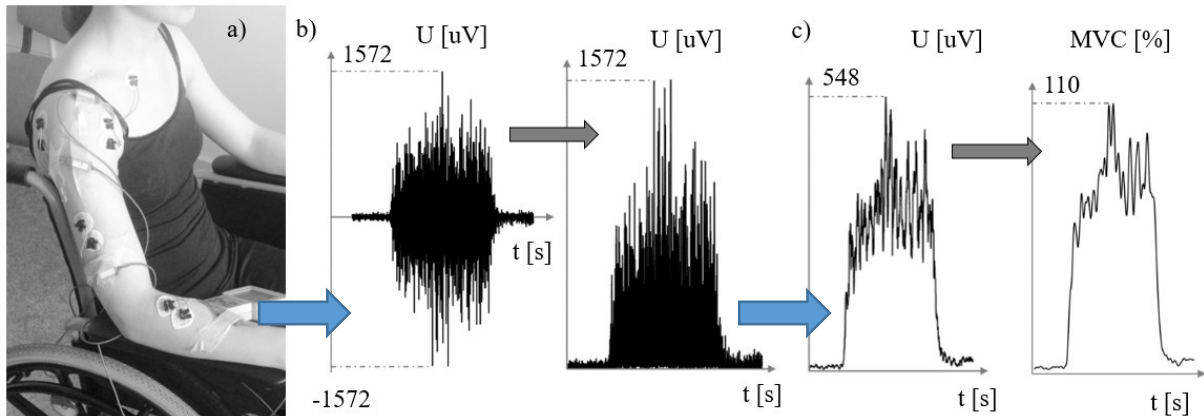
## Literatura:

- [1] Sydor, M. Wybór i eksploatacja wózka inwalidzkiego, Praca doktorska, Akademia Rolnicza im. Augusta Cieszkowskiego, Poznań, Poland, 2003.
- [2] Wieczorek B.: Studia nad rozwojem środków lokomocji techniki asystującej na przykładzie innowacyjnych wózków inwalidzkich i ich rodzin, praca doktorska, Politechnika Poznańska, Poznań, Poland, 2015.
- [3] Kwarciak A. M., Yarossi M., Ramanujam A., Dyson-Hudson T. A., Sisto S. A.: Evaluation of wheelchair tyre rolling resistance using dynamometer-based coast-down tests. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 46(7), s. 931-938, 2009.
- [4] Anghelache G., Moiescu R.: The measurement of dynamic radii for passenger car tyre. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 252(1), 012014, s. 1-9, 2017.
- [5] Untaru M., Potincu G.: *Dinamica autovehiculelor pe roti*, Editura Didactica si Pedagogica, Bucuresti 1981.

### 3.5.2.4 Energochłonność procesu napędzania w aspekcie biomechaniki

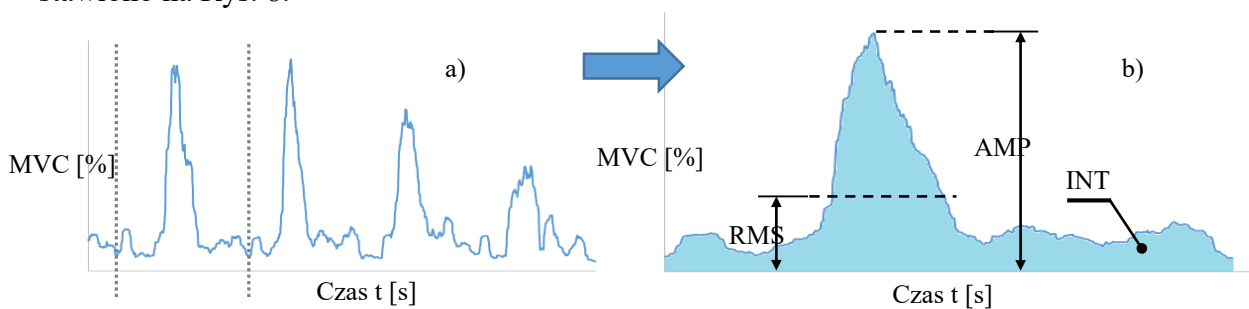
Problemem badawczym, który można zdefiniować w aspekcie oceny energochłonności procesu napędzania wózka inwalidzkiego jest dobór oraz sposób wyznaczania miarodajnych wielkości fizycznych. Muszą one być zależne od wysiłku fizycznego użytkownika i służyć ewaluacji tego wysiłku, z czego w oczywisty sposób wynika konieczność przeprowadzania eksperymentów z udziałem ludzi. Do badań i ewaluacji energochłonności procesu napędzania wózka inwalidzkiego wybrano elektromiografię powierzchniową (EMG). Elektromiografia powierzchniowa, jest techniką doświadczalną, której celem jest badanie aktywności bioelektrycznej mięśni. Ma ona na celu pomiar różnicy potencjałów pola elektromagnetycznego jakie generuje organizm podczas skurczów mięśni. Zmierzona w taki sposób wartość napięcia elektrycznego stanowi, między innymi, funkcję obciążenia mięśni osoby badanej. Analiza tego rodzaju pozwala na monitorowanie aktywności wybranych grup mięśniowych podczas wykonywania określonych czynności w funkcji czasu. Ze względu na swój nieinwazyjny charakter wykorzystywana jest w aspekcie ergonomii, biomechaniki, czy też procesie konstruowania urządzeń rehabilitacyjnych takich jak np. wózki inwalidzkie [1, 2]. Często stosuje się badania tego rodzaju na potrzeby określania sił mięśniowych podczas wykonywania różnego rodzaju czynności lub aktywności fizycznych [3, 4]. Tak opracowana metodyka została wykorzystana do oceny efektywności układów napędowych wózków inwalidzkich. Pojęcie efektywności rozumiane jest tu jako możliwość doboru parametrów układu napędowego w taki sposób, aby zmienić wartości sił jakie musi wygenerować użytkownik do napędzania wózka. Innymi słowy chodzi o możliwość zmiany obciążenia mięśni, tak, aby sprostać rzeczywistemu zapotrzebowaniu moment obrotowy.

Celem przeprowadzenia badań eksperymentalnych do pomiarów wybrano cztery mięśnie kończyny górnej, biorące czynny udział w napędzaniu wózka. Schematyczne przedstawienie metodyki procesu obróbki danych przedstawiono na Rys.7. W pierwszym etapie prowadzono eksperymenty i rejestrowano dane (Rys. 7 a). Kolejno po wstępnej obróbce (Rys. 7 b), przetwarzano sygnał EMG wyrażany w mV na wartość wysiłku mięśniowego, która wyrażana była w procentach (Rys. 7 c). Taka konwersja danych pozwala na zestawienie wyników dla różnych badanych osób. Metodyka ta znana jest w literaturze pod pojęciem normalizacji i polega na przeprowadzeniu testu maksymalnego dobrowolnego skurczu MVC. Brałem udział w pracach zorientowanych na opracowaniu metod i zestawu ćwiczeń umożliwiających przeprowadzenia testu MVC przez osoby poruszające się na wózku inwalidzkim. To zagadnienie szczegółowo omówiono we współautorskim opracowaniu [5].



Rys. 7. Schematyczne przedstawienie metodyki procesu obróbki danych EMG

W oczywisty sposób pojawia się potrzeba zdefiniowania sposobu oceny wartości uzyskanych w trakcie eksperymentów. Analiza danych z przeprowadzonych badań pozwoliła stwierdzić, że można zaobserwować cykliczny charakter wyników. Z tego względu jako szczególnie istotne parametry zarejestrowanego sygnału EMG przyjęto: wartość maksymalnej amplitudy AMP, wartość skuteczną RMS oraz pole powierzchni INT pojedynczej fazy napędowej dla każdego badanego mięśnia. Schematyczne przedstawienie wskazanych wartości przedstawiono na Rys. 8.



Rys. 8 Schematyczne przedstawienie wartości wyznaczanych na podstawie analizy pomiarów EMG; a) wybrana część danych pomiarowych obejmująca pojedynczy jeden cykl napędowy, b) graficzna interpretacja wyznaczanych wartości

Szczegółową analizę statystyczną przeprowadzono dla parametru związanego z wielkością pola powierzchni INT pod wykresem EMG pojedynczego cyklu napędowego. Uznano, że wielkość ta jest najbardziej miarodajna w kontekście procesu napędzania i oceny wysiłku mięśniowego. Można to wytłumaczyć w następujący sposób. Wraz ze wzrostem wysiłku operatora sygnał EMG osiąga coraz większe wartości – zatem wraz ze wzrostem obciążenia zwiększa się również pole pod wykresem. Pozwala to na ocenę efektywności procesu napędzania. Istotne jest to, że wartość parametru INT zależy dużej mierze od całości wysiłku, a nie tylko od maksymalnej wartości chwilowej (jak na przykład amplituda). Istnieją podstawy, aby sądzić, iż wartości wyznaczone w ten sposób będą cechowały się większą pewnością, jako że tak zdefiniowany parametr powinien być mniej czuły na chwilowe zmiany, lub zakłócenia mierzonego potencjału mięśniowego. Wartość pola powierzchni INT obliczano na podstawie całkowania numerycznego metodą trapezów. Rozbudowane omówienie metodyki pomiarów oraz szczegółów związanych z obliczaniem zdefiniowanych wartości można odnaleźć w [A4, A5]. Analizę wykonaną za pomocą parametru INT uzupełniono analizą wartości maksymalnej amplitudy AMP i wartości skutecznej RMS zarejestrowanych przebiegów sygnału EMG



Opracowana przeze mnie metodyka badawcza umożliwiła utworzenie kompletnej procedury pomiarowej pozwalającej na analizę energochłonności procesu eksploatacji ręcznego wózka inwalidzkiego. W tym zakresie najważniejszym autorskim osiągnięciem jest zdefiniowanie metodyki i przyjęcie sposobu wyznaczania parametrów wykorzystywanych do analizy oraz oceny wysiłku mięśniowego na podstawie pomiarów EMG.

#### Literatura:

- [1] Boninger M. L., Koontz A. M., Sisto S. A., Dyson-Hudson T. A., Chang M., Price R., Cooper R. A.: Push-rim biomechanics and injury prevention in spinal cord injury: Recommendations based on CULP-SCI investigations. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, vol. 42, nr 3, s. 9-20, 2005.
- [2] Cooper R. A., VanSickle D. P., Robertson R. N., Boninger M. L., Ensminger G. J.: A Method for Analyzing Center of Pressure During Manual Wheelchair Propulsion. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 3, nr 3, s. 289-298, 1995.
- [3] Świtoński E., Głowacka A.: Określanie sił mięśniowych podczas chodu na podstawie sygnałów sEMG. *Modelownia inżynierskie*, t. 16, nr 47, s. 185-189, 2013.
- [4] Winter D., Yack H.: EMG Profiles During Normal Human Walking: Stride-to-Stride and Inter-Subject Variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 67, s. 402-411, 1987.
- [5] **Kukła, M.**, Wieczorek, B., & Warguła, Ł. (2018). Development of methods for performing the maximum voluntary contraction (MVC) test. In *MATEC Web of Conferences* (Vol. 157, p. 05015). EDP Sciences

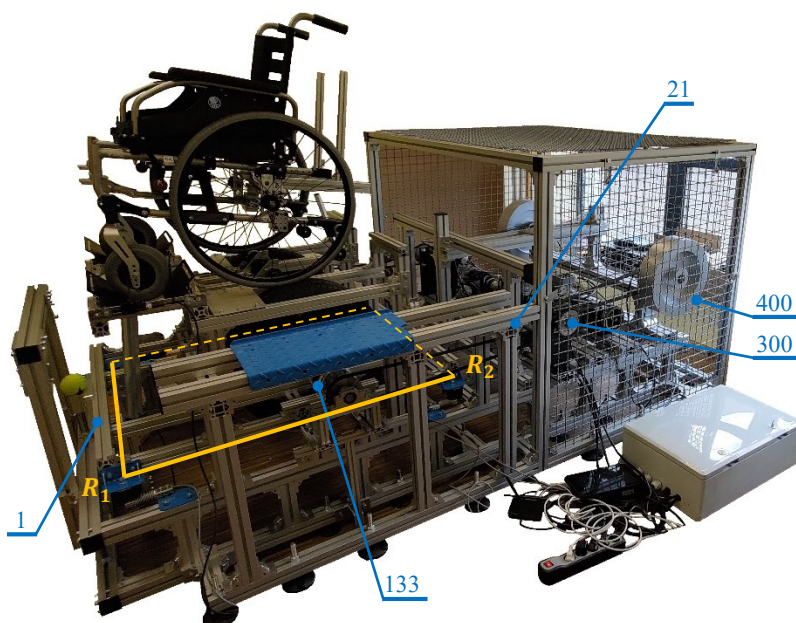


### 3.5.3 Etap 3: Budowa dedykowanych stanowisk badawczych oraz opracowanie prototypów autorskich rozwiązań układów napędowych ręcznych wózków inwalidzkich

#### 3.5.3.1 Hamownia do wózków inwalidzkich

Na potrzeby przeprowadzenia badań związanych z dynamiką i biomechaniką napędzania wózka inwalidzkiego, konieczne było zaprojektowanie oraz wykonanie stanowisk badawczych. Ponadto konieczne było zbudowanie, zabudowa oraz przetestowanie prototypów innowacyjnych zespołów kontrolno-pomiarowych. Pomiar położenia środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki w czasie rzeczywistym przedstawia skomplikowane zagadnienie badawcze. Rozwiązanie tak postawionego zagadnienia wymagało aby zespół badawczy, którego częścią był autor niniejszego autoreferatu, opracował hamownię do wózków inwalidzkich objętą patentem [1]. Opracowania związane z wykorzystaniem tego wynalazku zostały ujęte w następujących [2-6] pracach badawczych. Pierwsza wersja rozwojowa hamowni umożliwiała równoczesną symulację wybranych warunków jazdy wózkiem inwalidzkim z uwzględnieniem kąta nachylenia jazdy oraz stałym obciążeniem. Jej konstrukcja nie pozwalała jednak na pomiar momentu obrotowego oraz zasymulowanie inercji ruchu wózka. Z tego względu celem przeprowadzenia szerokiego zakresu analiz biomechaniki opracowano szereg autorskich modyfikacji, a także zaprojektowano oraz wykonano dodatkowe moduły. W efekcie opracowano rozbudowane stanowisko badawcze stanowiące innowację w kontekście możliwości równoległego pomiaru szeregu wielkości fizycznych charakteryzujących poruszanie się wózkiem inwalidzkim.

Schemat opracowanej hamowni do wózków inwalidzkich przedstawiono na Rys. 9. Na budowę hamowni składa się szereg układów i modułów, które szczegółowo zostały opisane w pracy [A1]. Ostoją urządzenia jest rama główna (21), z którą są skojarzone układ szali wagowej (1), moduł z hamulcem (300) oraz moduł masy wirującej (400), a także momentomierz (133). Całość dodatkowo posiada szereg osłon, których zadaniem jest zapewnienie bezpieczeństwa użytkownika i obsługi poprzez fizyczne oddzielenie ruchomych elementów od otoczenia. Tak opracowana konstrukcja układu hamowni oraz zaprojektowany układ pomiarowy umożliwiają wyznaczenie położenia środka ciężkości, a także parametrów związanych z generowaniem napędu wózka inwalidzkiego,



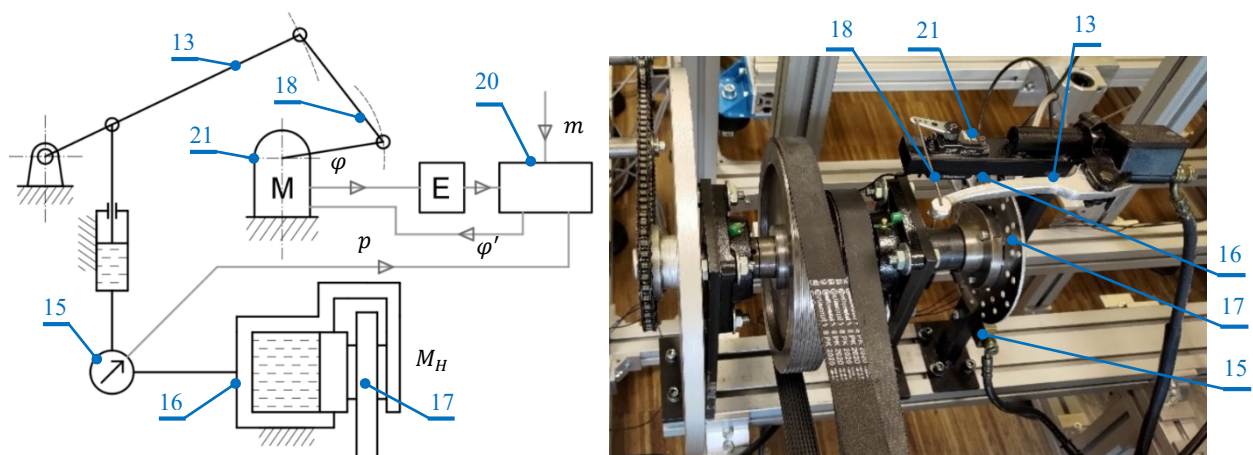
jak: moment napędowy, moment hamujący, prędkość obrotowa, moc mechaniczna oraz kąt wzniesienia wózka. Równocześnie możliwe jest symulowanie następujących wariantów poruszania się wózkiem: uwzględnianie siły bezwładności, wspomaganie procesu napędzania, rozpędzanie badanego wózka, wprowadzenia do układu napędowego nastawialnej wartości momentu hamującego.

Rys. 9 Widok budowy opracowanej hamowni do wózków inwalidzkich

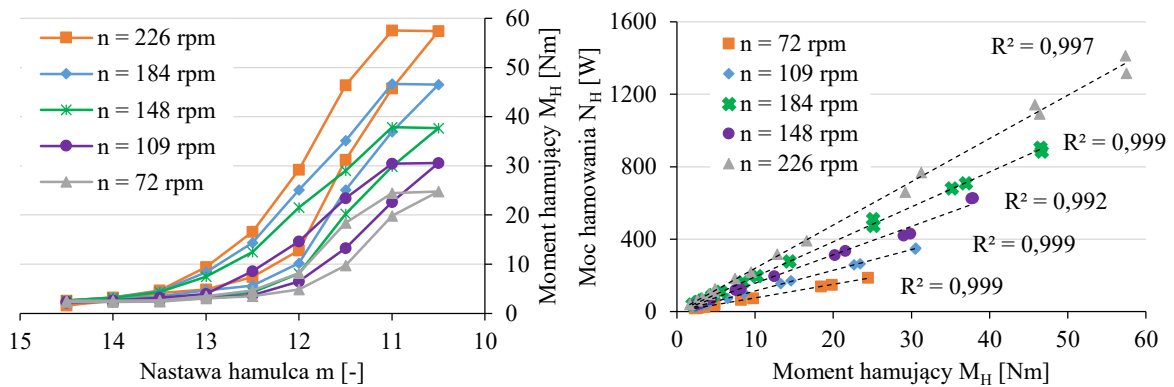
Moim autorskim wkładem było przeprowadzenie prac rozwojowych w zakresie badań biomechaniki napędzania wózka inwalidzkiego. Byłem wiodącym pomysłodawcą wprowadzonych modyfikacji oraz kierowałem pracami badawczo-rozwojowymi zorientowanymi na potrzebę zwiększenia możliwości pomiarowych hamowni do wózków inwalidzkich. Ponadto byłem głównym konstruktorem i wykonawcą omawianego rozwiązania. Nowopowstałe stanowisko badawcze, ze względu na swój innowacyjny charakter zostało objęte zgłoszeniem patentowym [Z1].

Budowa omawianego stanowiska pomiarowego wiązała się z koniecznością rozwiązania szeregu problemów badawczo-konstrukcyjnych. Wobec tego wymagane okazało się sformułowanie zadania związanego z wykonaniem oraz wyznaczeniem charakterystyki dedykowanego układu hamulcowego. Po analizie dostępnych rozwiązań podjęto decyzję o wykorzystaniu hamulca ciernego tarczowego. Taki wybór wynikał ze specyfiki układu, który wymagał wygenerowania zadanych wartości momentu hamującego przy niewielkiej prędkości obrotowej. Hamulce cierne charakteryzuje w takich warunkach stabilna praca, co w połączeniu z prostotą ich budowy oraz sposobu sterowania stanowiło kluczowy aspekt. Po wykonaniu prototypu, został on następnie poddany badaniom. Szczegóły budowy, realizacji technicznej i sposobu działania zostały zawarte w ramach opracowania [A2]. Schemat oraz widok opracowanego układu hamulcowego przedstawiono na Rys. 10.

Syntetyczny opis zasady działania tego układu jest następujący. Serwomechanizm (21) za pomocą cięgna (18) powoduje zaciśnięcie dźwigni hamulca (13). Dźwignia hamulca (13) oddziałuje na tłok hamulca (16), który zaciska szczęki na tarczy hamulca (17) generując wartość ciśnienia medium roboczego mierzoną czujnikiem ciśnienia (15). W efekcie zadane na sterowniku (20) zaciśnięcie szczęk hamulca (nastawa  $m$ ) przetwarzane jest na przemieszczenie kątowe silnika  $\varphi$ , które regulowane jest za pomocą pęli sprzężenia zwrotnego opartej na wartościach rzeczywistego przemieszczenia kąowego silnika  $\varphi'$  oraz wartości ciśnienia  $p$  w linii zasilającej tłok hamulca (16). Wobec tego kluczowym zagadnieniem w opisanym układzie jest wyznaczenie zależności momentu hamującego  $M_H$  oraz nastawy  $m$ , a więc funkcji  $M_H = f(m)$ . Takie zdefiniowanie zagadnienia badawczego umożliwiło przeprowadzenie eksperymentów. W efekcie wyznaczono pętle histerezy i charakterystykę zbudowanego hamulca, a wybrane wyniki przeprowadzonej analizy pokazano na Rys. 11. Pełne zestawienie wyników wraz z omówieniem, a także dokładny opis budowy oraz zasady działania omawianego układu można odnaleźć w opracowaniu [A6].



Rys. 10 Schemat oraz widok układu hamulcowego hamowni do wózków inwalidzkich



Rys. 11 Pętle histerezy definiujące charakterystykę zbudowanego hamulca oraz moc hamowania w funkcji momentu hamującego i prędkości obrotowej.

W ramach opisywanego zagadnienia byłem współpomysłodawcą rozwiązania badanego układu, a równocześnie inicjatorem i głównym pomysłodawcą przeprowadzenia badań i zdefiniowania charakterystyk układu zadań zgodnie z przedstawioną metodyką. Przeprowadziłem eksperymenty, opracowałem pomiary, wyznaczyłem wyniki i sformułowałem wnioski.

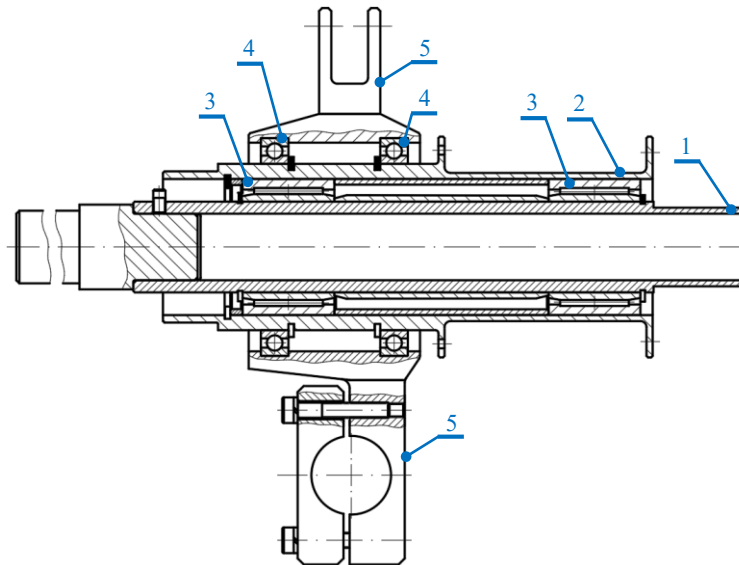
#### Literatura:

- [1] Górecki J., Wieczorek B., **Kukła M.**, Wilczyński D., Wojtkowiak D.: Urządzenie do symulacji warunków eksploatacji i pomiaru parametrów dynamicznych wózka inwalidzkiego, Patent nr PL241525B1, Warszawa 2022
- [2] **Kukła M.**, Wieczorek B., Warguła Ł., Górecki J.: The determination of the parameters of wheelchair driving with the use of a test bench. *Autobusy: technika, eksploatacja, systemy transportowe*, nr 1-2, s. 299-302, 2019
- [3] Wieczorek B., **Kukła M.**: Biomechanical Relationships Between Manual Wheelchair Steering and the Position of the Human Body's Centre of Gravity. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 142, nr 8, 081006, s. 1-8, 2020.
- [4] Wieczorek B., **Kukła M.**, Warguła Ł.: Methods for measuring the position of the centre of gravity of an anthropotechnic human-wheelchair system in dynamic conditions. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, vol. 776, 012062, s. 1-8, 2020.
- [5] Wieczorek B., **Kukła M.**, Warguła Ł.: The Symmetric Nature of the Position Distribution of the Human Body Center of Gravity during Propelling Manual Wheelchairs with Innovative Propulsion Systems. *Symmetry*, 13(1), 154, s. 1-17, 2021
- [6] Wieczorek B., Warguła Ł.: Problems of dynamometer construction for wheelchairs and simulation of push motion. *MATEC Web of Conferences*, vol. 254, 01006, s. 1-9, 2019.

### 3.5.3.2 Piasta koła wózka inwalidzkiego do napędów wielobiegowych

Podstawowy problem techniczny, który należy rozwiązać podczas próby zaadaptowania dowolnego mechanizmu do układu napędowego wózka inwalidzkiego dotyczy kół i ciągów. W klasycznym rozwiązaniu są one połączone ze sobą w sposób sztywny. Dzięki temu możliwe jest przekazanie napędu z ciągów bezpośrednio na koła. Wykorzystanie przekładni mechanicznej wymaga rozprężnięcia ciągów i kół wózka, jako że realizowane przełożenie będzie powodować, iż będą się one poruszać z inną prędkością obrotową. Przykładem rozwiązania tak zdefiniowanego problemu technicznego może być układ znany w stanie techniki jako [Z5], którego pomysłodawcą jest autor niniejszego opracowania. Istota tego rozwiązania opiera się na wykorzystaniu dwóch koncentrycznie współpracujących wałów łożyskowanych w taki sposób, aby jeden mógł obracać się niezależnie względem drugiego, tak jak pokazano to na Rys. 12. Wał (1) który współpracuje z ciągami jest łożyskowany (3) wewnątrz wału zewnętrznego (2), który

współpracuje z kolei z kołem wózka. Całość jest łożyskowana (4) wewnątrz rozłącznej oprawy (5) przytwierdzonej sztywno do ramy wózka. Możliwość niezależnego obrotu kół i ciągów pozwala na zastosowanie przekładni mechanicznej na potrzebę realizacji zmiennego przełożenia. Szczegółowe omówienie tej konstrukcji można odnaleźć w [A3].



Rys. 12 Widok schematu budowy opracowanej konstrukcji piasty do wózka inwalidzkiego

Przedstawiona konstrukcja piasty jest dedykowana do mocowania do ramy wózka inwalidzkiego. Jest to jej zaletą, ponieważ idea rozwiązania posiada uniwersalny charakter i daje możliwość zastosowania wynalazku do różnego rodzaju wózków. Opracowane rozwiązanie jest więc modulem rozszerzającym funkcjonalność klasycznego wózka inwalidzkiego i nie wymaga projektowania go od podstaw. W zakresie przedstawionego układu jestem jego głównym pomysłodawcą. Skonstruowałem wynalazek, a także wykonałem jego prototypy w trzech wariantach (zostały poddane badaniom w ramach późniejszych prac).

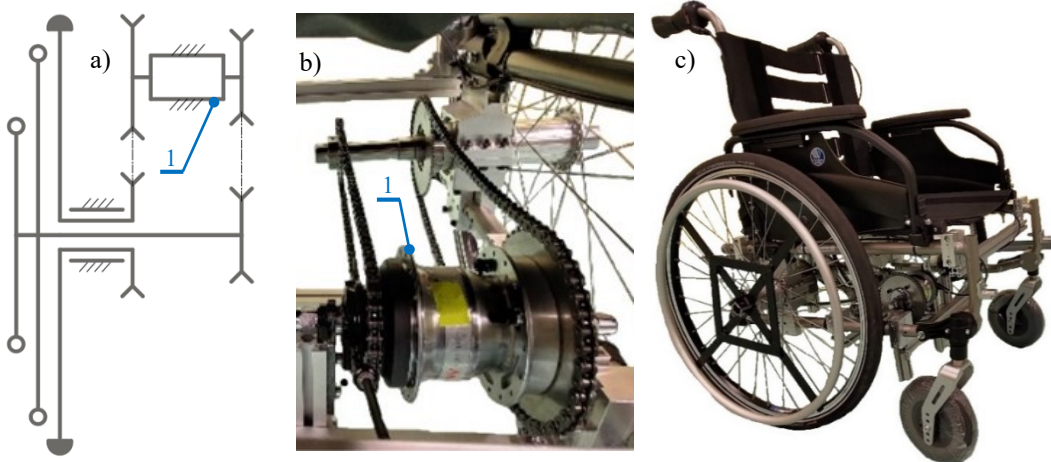
### 3.5.3.3 Prototypy wózków inwalidzkich z przekładniami mechanicznymi

W oparciu o patent [P1] oraz piastę według zgłoszenia [Z2], omówioną powyżej, opracowano dwa prototypy ręcznych wózków inwalidzkich realizujących zmienne przełożenie. Należy stwierdzić, że jednym z głównych problemów napędzania ręcznego wózka inwalidzkiego jest niedostosowanie jego układu napędowego do potrzeb i możliwości użytkownika. Próba wyjścia naprzeciw tak postawionemu problemowi stanowiła podstawę do dalszych prac badawczych.

Idea rozwiązania opiera się na opracowaniu takiego układu, który zwiększy dostępność wózków inwalidzkich z napędem ręcznym dla większej liczby osób niepełnosprawnych w kontekście dopasowania do możliwości fizycznych użytkownika. Wobec tego, za główny cel opracowanych konstrukcji przyjęto umożliwienie dopasowania momentu napędowego wózka do aktualnego zapotrzebowania operatora. Pierwszy opracowany prototyp to wózek inwalidzki z przekładnią łańcuchową. Schemat ideowy rozwiązania, opracowany układ napędowy oraz widok zmontowanego prototypu przedstawia Rys. 13. Najistotniejszy element przedstawionego układu stanowi przekładnia (1) Nexus SG-C3000-7C firmy Shimano [1]. Element ten jest odpowiedzialny za realizację przełożenia we współpracy z piastą koła wózka inwalidzkiego do napędów wielobiegowych. Zadaniem zastosowanych przekładni łańcuchowych jest przekazanie napędu pomiędzy piastą a przekładnią. Rozwiązanie wyposażono w dwie pary ciągów – o mniejszej i większej średnicy – tak aby dodatkowo zwiększyć zakres możliwego do uzyskania

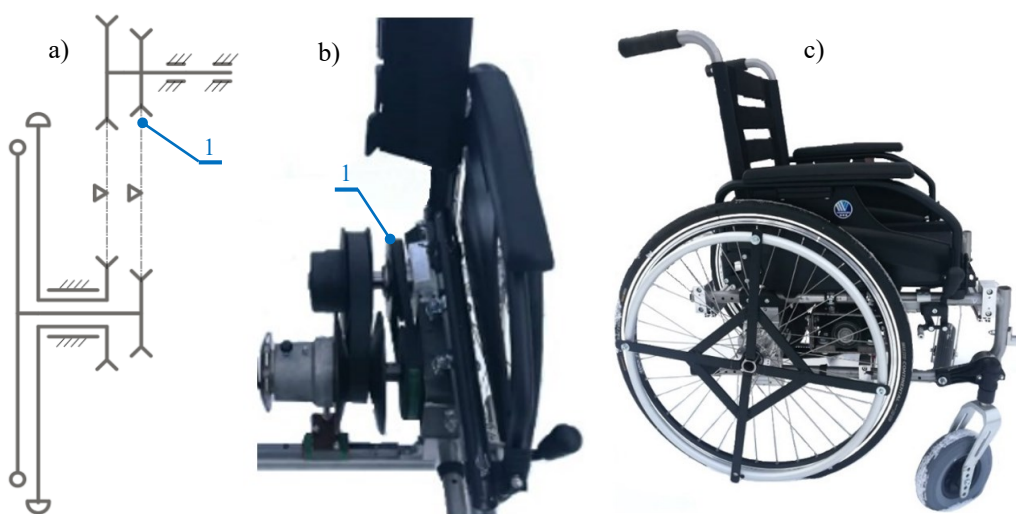


przełożenia. Osiągalny zakres przełożenia całkowitego  $i_c$  to wartość mieszcząca się w przedziale od 0,555 do 2,1196. Wobec tego możliwy do osiągnięcia w tym układzie zakres przełożeń to  $\Delta i_c = 1,5646$ .



Rys. 13 Wózek inwalidzki z przekładnią łańcuchową; a) schemat ideowy, b) widok układu napędowego, c) widok zmontowanego prototypu

Konstrukcję drugiego z opracowanych prototypów również oparto na rozwiązaniu według patentu [P1]. Tym razem jednak podjęto decyzję o zastosowaniu przekładni z paskiem klinowym. Schemat ideowy rozwiązania, opracowany układ napędowy oraz widok zmontowanego prototypu przedstawia Rys. 14. Najistotniejszy element układu stanowi przekładnia pasowa składająca się z pasowych kół wariatorowych (1). Pozwalają one na płynną zmianę przełożenia, która realizowana jest w efekcie zsuwania i rozsuwania bocznych części kół co powoduje przemieszczanie pasa po różnych średnicach. Przekładnia pasowa została skojarzona z dedykowaną, specjalnie przeprojektowaną w tym celu piastą wózka inwalidzkiego. Możliwy do osiągnięcia zakres przełożenia całkowitego  $i_c$  to wartość mieszcząca się w przedziale od 0,58 do 2,34. Wobec tego zakres przełożeń w zaprojektowanym układzie napędowym wynosi  $\Delta i_c = 1,76$ .



Rys. 14 Wózek inwalidzki z przekładnią pasową; a) schemat ideowy, b) widok układu napędowego, c) widok zmontowanego prototypu

Zbudowanie funkcjonalnych prototypów stało się podstawą do prowadzenia dalszych prac badawczych w aspekcie efektywności ich układów napędowych, a także analizy biomechaniki napędzania. W kontekście przedstawionych rozwiązań za moim autorskim wkładem jest to iż, jestem ich głównym pomysłodawcą. Ponadto, kierowałem pracami zespołu konstrukcyjnego, a także brałem udział w procesie budowy prototypów. **W efekcie wykorzystano w praktyce wyniki przeprowadzonych prac badawczych celem opracowania innowacyjnych zespołów roboczych i elementów układu przekazania napędu wózka inwalidzkiego realizując tym samym Cel 2 wskazany w ramach rozdziału 3.4.**

Literatura:

- [1] [https://resources.chainbox.io/2/cykelpartner/public/pim/55086e9f-7e77-4a4f-ad99-22a8a48574f2/Y38R98040\\_A.pdf](https://resources.chainbox.io/2/cykelpartner/public/pim/55086e9f-7e77-4a4f-ad99-22a8a48574f2/Y38R98040_A.pdf) (dostęp: 13.02.2024)

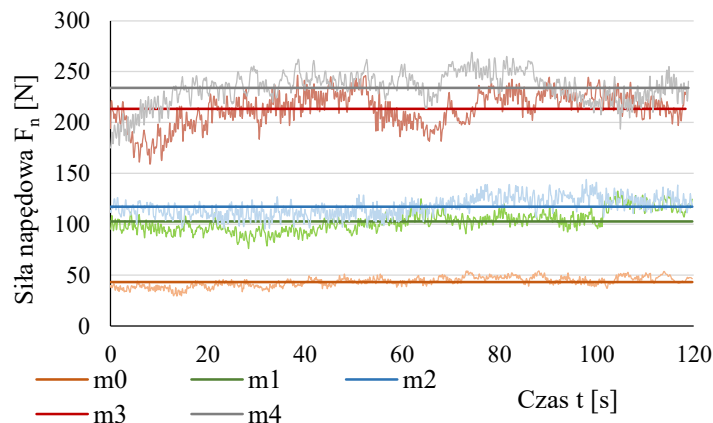
### 3.5.4 Etap 4: Wyniki badań eksperymentalnych i symulacji

#### 3.5.4.1 Wyznaczanie wartości oporów toczenia

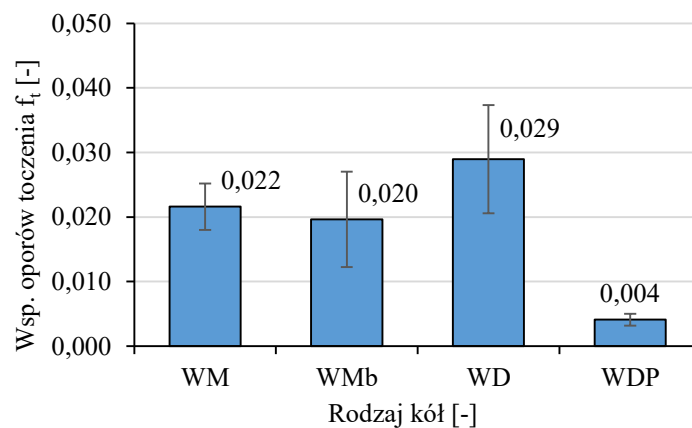
Zgodnie z metodyką przedstawioną w rozdziale 3.5.2.1 przeprowadzono badania oporu toczenia. Pomiary powtarzano kilkakrotnie dla różnych rodzajów kół, takich jak:

- małe koła samonastawne – oznaczenie: WM (zespół kół TENTE, model 2470PJO125R05-2 wykonane z TENTEprene (guma termoplastyczna) [1] o średnicy 125 mm, koła spełniają normę of EN 12530 [2]);
- małe koła z zablokowaną możliwością samonastawy – oznaczenie: WMb (takie identyczne parametry jak WM);
- duże koła niepneumatyczne – oznaczenie WD (fabrycznie nowe koła do wózka inwalidzkiego Vermieren V300 – pełne, średnica 609,6 mm);
- duże koła pneumatyczne – oznaczenie WDP (fabrycznie nowe koła do wózka inwalidzkiego Vermieren V300 – pneumatyczne, średnica 609,6 mm, ciśnienie  $p = 7$  bar).

Wybrane wyniki pomiaru siły napędowej  $F_n$  przedstawia Rys. 15. Jak widać z analizy wykresu pomimo tego iż, metoda przeznaczona jest do badań terenowych, zastosowanie dodatkowego układu ograniczającego luzowanie się liny pozwoliło na ograniczenie fluktuacji wartości zmierzonej siły. Dodatkową zaletą wprowadzenia nowatorskiego układu [3] jest również brak widocznego przyspieszenia i opóźnienia ruchu w początkowych i końcowych częściach przebiegu siły jak miało to miejsce w przypadku stosowania wcześniejszego rozwiązania [4-6]. Wyznaczone w omówione sposób wartości współczynnika tarcia  $f_t$  pokazano na Rys. 16.



Rys. 15. Wyniki pomiaru siły napędowej  $F_n$  dla kół WM; m0-m4 – różne wartości obciążenia układu masą, linia ciągła pokazuje wartość średnią



Rys. 16 Wyznaczone wartości współczynnika oporów toczenia  $f_t$  dla poszczególnych kół

W ramach opracowania [A1] dokonano zestawienia otrzymanych wyników badań z danymi literaturowymi. Analiza zbioru danych pozwala stwierdzić, że wyznaczone wartości mieszczą się w zakresach podawanych przez innych autorów. Opracowana metoda dedykowana jest głównie do badań środków lokomocji wyposażonych w układ jezdny w warunkach polowych, a jej zaletą jest możliwość minimalizacji wpływu bezwładności układu na rejestrowane wyniki.

W ramach omówionego zagadnienia byłem jednym z pomysłodawców opisanej metody. Opracowałem i zaprojektowałem układ napędowy oraz układ ograniczający luzowanie się lin, co umożliwiło weryfikację tego sposobu wyznaczania wartości oporów toczenia. Byłem inicjatorem i głównym pomysłodawcą przeprowadzenia badań zadań zgodnie z przedstawioną metodyką. W efekcie brałem udział w opracowaniu nowatorskiej metody wyznaczania oporów toczenia w warunkach polowych. W kontekście prowadzonych prac omówione w tym miejscu badania miały na celu uzyskanie szczegółowej wiedzy dotyczącej oporów ruchu wózka inwalidzkiego w rzeczywistych warunkach eksploatacyjnych.

#### Literatura:

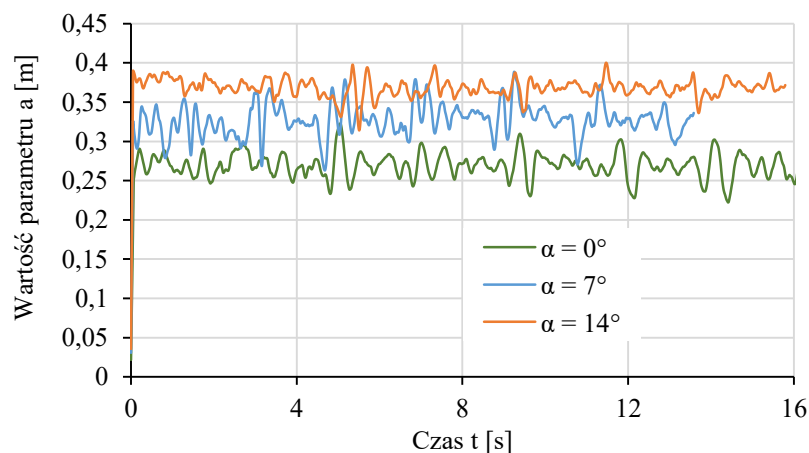
- [1] TENTE data sheet: <http://roti-rotile.com/produse/2470pjo125r05-28.pdf> (dostęp: 08.06.2018).
- [2] EN 12530 – Castors and wheels. Castors and wheels for manually propelled institutional applications.
- [3] Warguła Ł., **Kukła M.**, Yurchenko V., Kukesheva A., Analysis of the usability of rolling resistance measurement methods to study the mechanisms of some wheelchairs, IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng. vol. 1199, 012063, s. 1-12, 2021.
- [4] Wieczorek B., Warguła Ł., Waluś K. J., **Kukła M.**: Urządzenie do pomiaru siły oporów toczenia obiektów wyposażonych w układ jezdny, patent nr. PL235796B1, Warszawa, 2020.
- [5] Warguła Ł., Wieczorek B., **Kukła M.**: The determination of the rolling resistance coefficient of objects equipped with the wheels and suspension system – results of preliminary tests. MATEC Web of Conferences, vol. 254, 01005, s. 1-10, 2019.
- [6] Warguła Ł., **Kukła M.**, Wieczorek B., The impact of wheelchairs driving support systems on the rolling resistance coefficient, IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng., vol. 776. 012076, s. 1-9, 2020.



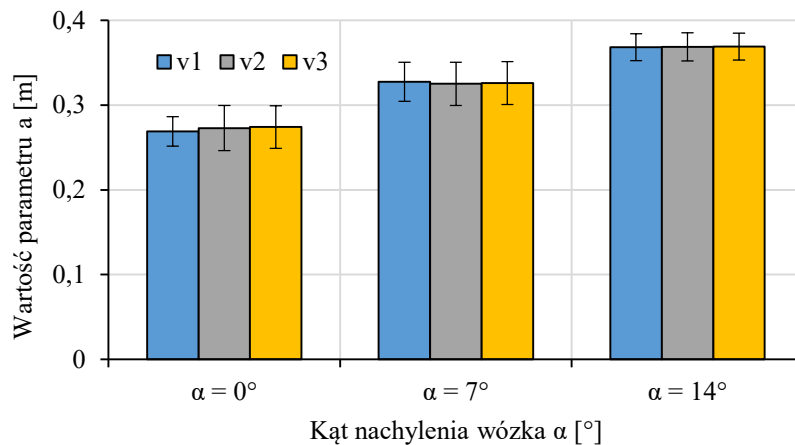
### 3.5.4.2 Wyznaczanie położenia środka ciężkości na płaszczyźnie ruchu układu

Zgodnie z metodyką przedstawioną w rozdziale 3.5.2.2 przeprowadzono eksperymenty mające na celu wyznaczenie położenia środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki na płaszczyźnie jego ruchu. W tym celu przebadano dziesięć osób – każda z nich przeprowadziła próbę pomiarową składającą się z 10 cykli napędowych dla trzech kątów nachylenia wózka inwalidzkiego  $\alpha$  o wartościach:  $0^\circ$ ,  $7^\circ$  i  $14^\circ$ . Zmienną w eksperymencie była również średnia prędkość ruchu wózka w trzech wariantach:  $v_1 = 0,24$  m/s,  $v_2 = 0,31$  m/s oraz  $v_3 = 0,36$  m/s. Dokładny opis zastosowanej metodyki, a także szczegółowe wyniki badań wraz z omówieniem zostały opisane w ramach opracowania [A4]. Na podstawie przeprowadzonych pomiarów wyznaczono wartości odległości osi mniejszego koła od środka ciężkości  $a$  jako funkcję czasu podczas procesu napędzania wózka. Parametr  $a$  w opracowanym modelu jest ściśle zależny od rzutu środka ciężkości na płaszczyznę ruchu i zależy bezpośrednio od jego położenia.

Na Rys. 17 przedstawiono uśrednione przebiegi ukazujące zmianę wartości parametru  $a$  w trakcie trwania badań dla różnej wartości kąta nachylenia wózka  $\alpha$  i prędkości  $v_1 = 0,24$  m/s. Analiza przedstawionego wykresu pozwala zauważyć, że wyznaczone wartości odległości osi mniejszego koła od środka ciężkości  $a$  cechuje cykliczna zmienność oscylująca względem pewnej wartości. Jak można zaobserwować średni poziom tej wartości zależy od kąta nachylenia wózka  $\alpha$ , mianowicie przyrost kąta powoduje zwiększenie średniej wartości parametru  $a$ . Jest to spowodowane tym, że zwiększenie kąta  $\alpha$  powoduje dociążenie tylnej osi wózka inwalidzkiego, a więc oddalenie się środka ciężkości od jego przedniej osi (patrz Rys. 2). Bardzo dobrze ukazuje to wykres na Rys. 18. Przedstawia on uśrednione wartości parametru  $a$  dla wszystkich badanych osób w zależności od wariantu eksperymentu. Analiza zamieszczonego wykresu pozwala stwierdzić, że zmiana średniej prędkości poruszania się wózkiem inwalidzkim nie wpływa w sposób istotny na położenie środka ciężkości, a z kolei kąt nachylenia wózka posiada znaczący wpływ na tą wartość.



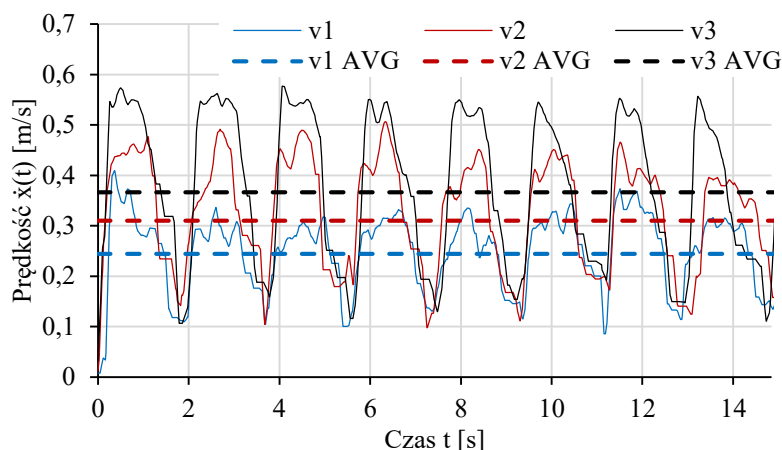
Rys. 17 Zmiana wartości parametru  $a$  w trakcie trwania badań dla różnej wartości kąta nachylenia wózka  $\alpha$  i prędkości  $v_1 = 0,24$  m/s



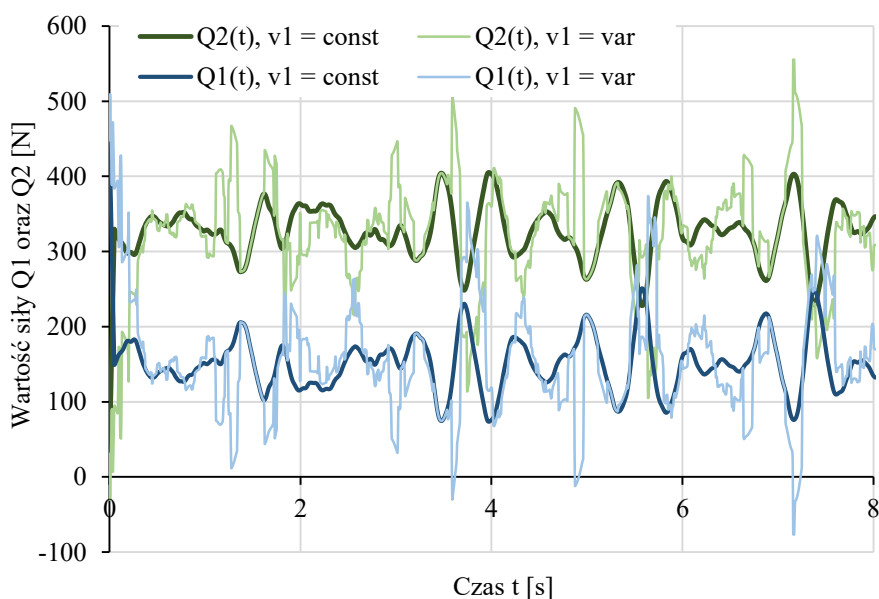
Rys. 18 Średnia zmiana wartości parametru  $a$  dla wszystkich wariantów eksperymentu; słupki błędów na wykresie to wartość odchylenia standardowego

Dodatkowo, przeprowadzono analizę dla wariantów poruszania się wózka z różną prędkością. Wykazano, że w ramach grupy badanych ochotników i dla przyjętych przedziałów wariantów eksperymentu prędkość nie posiada istotnego wpływu na położenie środka ciężkości na płaszczyźnie ruchu układu. Tym nie mniej analiza postaci matematycznej równań (1), (3) oraz (5) pozwala stwierdzić, że istnieją człony zależne od prędkości – a w szczególności od przyspieszenia, które jest powiązane ze zmianą prędkości. Cykliczny charakter generowania napędu przez użytkownika wózka skutkuje cyklicznie zmiennymi wartościami prędkości, a więc także i przyspieszenia. Od wartości przyspieszenia zależą w znacznym stopniu działające siły w układzie człowiek-wózek inwalidzki, co dodatkowo szczegółowo wykazano w ramach rozdziału 3.5.4.4. Wobec tego przeprowadzono obliczenia zorientowane na ocenę wpływu dynamiki ruchu układu. W tym celu wykonano dwuwariantową analizę – w pierwszym wariancie wykorzystano uśrednione wartości prędkości, a w drugim – rzeczywiste wyznaczone eksperymentalnie wyniki, co pokazano na Rys. 19.

Na wykresie przedstawionym na Rys. 20 ukazano wartości sił obciążających osie  $Q_1$  oraz  $Q_2$  w zależności od wariantu symulacji ze stałą (const) lub zmienną (var) wartością prędkości wózka inwalidzkiego. Cieńsze linie odnoszą się do takiego wariantu symulacji, w której przyjęto rzeczywiste pomiary prędkości wózka. Z kolei ciemne grubsze linie odnoszą się do wartości sił w wariancie uśrednionej, stałej prędkości wózka. Zatem, na przedstawionym wykresie zaobserwować można zmienność obciążenia osi wózka będącą wynikiem nie tylko i wyłącznie zmiany wartości parametru  $a$  (bez uwzględniania dynamiki ruchu), ale także uwzględnieniem zmiennego przyspieszenia układu (a więc z uwzględnieniem dynamiki ruchu). Analiza zamieszczonego wykresu pozwala stwierdzić, że uwzględnienie dynamiki układu skutkuje dużo większymi zmianami wartości wyznaczonych sił  $Q_1$  oraz  $Q_2$ . Zmiany te dotyczą zarówno wartości skrajnych – zwiększając skalę obserwowanej zmienności wartości sił, ale także częstości ich występowania. Wartości sił  $Q_1$  i  $Q_2$  pośrednio i bezpośrednio na wpływają na wartość zapotrzebowania na moment napędowy  $M_n$  potrzebnego do napędzania wózka.

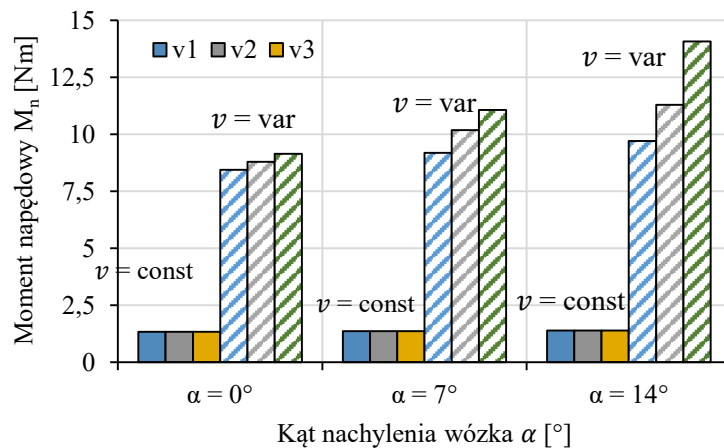


Rys. 19 Wybrane wyniki pomiarów dla trzech różnych wariantów prędkości; linią przerywaną oznaczono uśrednione wartości prędkości (do wariantu obliczeń ze stałą prędkością)



Rys. 20 Wartości sił obciążających osie  $Q_1$  oraz  $Q_2$  w zależności od wariantu symulacji ze stałą (const) lub zmienną (var) wartością prędkości wózka inwalidzkiego

Na Rys. 21 zamieszczono wykres, który obrazuje zmianę zapotrzebowania na moment napędowy w zależności kąta nachylenia oraz wariantu symulacji. Analiza zamieszczonego wykresu daje podstawy by stwierdzić, że zapotrzebowanie na moment napędowy po uwzględnieniu dynamiki układu cechuje się dużo większymi przyrostami. Skutkiem występowania zmiennej prędkości jest przede wszystkim zdecydowanie większe zapotrzebowanie na moment napędowy  $M_n$ . Jednocześnie jednak wraz ze wzrostem kąta nachylenia wózka  $\alpha$  rośnie również zakres przyrostów tej wartości.



Rys. 21 Wartości zapotrzebowania na moment napędowy  $M_n$  dla różnych kątów nachylenia wózka  $\alpha$  dla obu wariantów symulacji

W efekcie przeprowadzonych prac utworzony został zespół narzędzi badawczych przeznaczonych do wyznaczania parametrów biomechaniki układu człowiek-wózek inwalidzki. Jego celem było uzyskanie szczegółowej wiedzy, dotyczącej wpływu poszczególnych czynników na siły działające w układzie. W tym zakresie, za najważniejsze autorskie osiągnięcia uznać należy opracowanie sposobu wyznaczania sił obciążających poszczególne osie wózka inwalidzkiego  $Q_1$  i  $Q_2$  oraz zapotrzebowania na moment napędowy  $M_n$ . Ponadto określono także w sposób jakościowy i ilościowy, w jakim stopniu na wymienione parametry wpływają wielkości takie jak: kąt wzniesienia, zmienny profil prędkości czy położenie środka ciężkości. Przeprowadzona w ramach pracy [A4] analiza pozwoliła również na określenie wpływu badanych parametrów na wartości sił oporów tocznienia poszczególnych kół wózka inwalidzkiego.

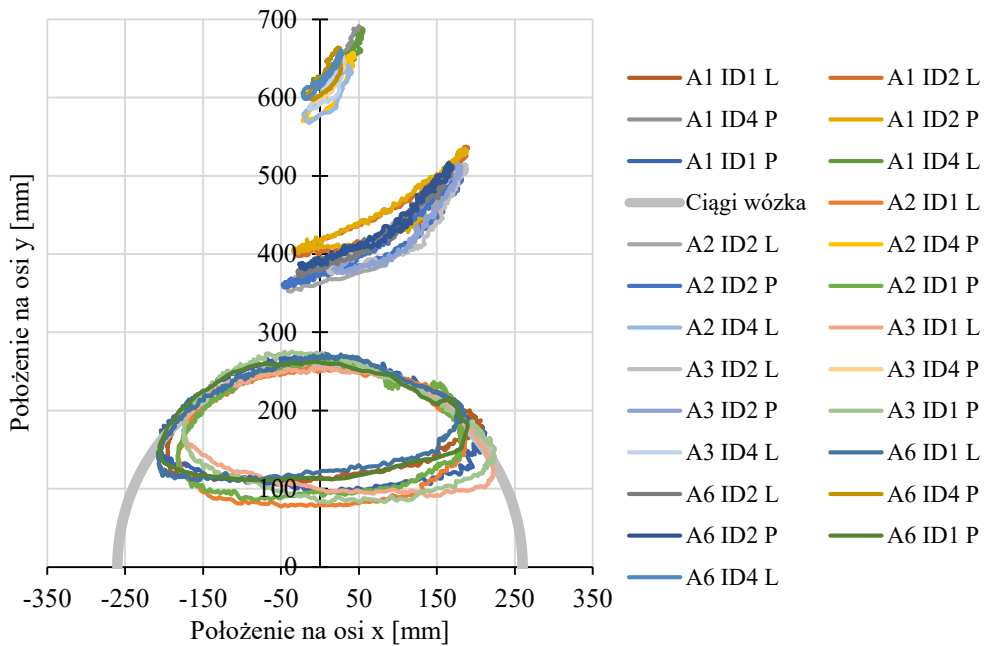
W ramach wskazanych zagadnień byłem inicjatorem i głównym pomysłodawcą przeprowadzenia omówionych w tym miejscu prac badawczych. Opracowałem plan i metodykę prowadzenia eksperymentów, ponadto zrekrutowałem ochotników do badań i przeprowadziłem eksperymenty, a następnie opracowałem wyniki pomiarów. Przeprowadziłem obliczenia na modelu w środowisku do obliczeń numerycznych na podstawie zarejestrowanego zbioru danych. W efekcie wyznaczyłem wyniki i sformułowałem wnioski. W literaturze przedmiotu można odnaleźć szereg publikacji omawiających zagadnienia wpływu położenia środka ciężkości na wybrane parametry poruszania się wózkiem inwalidzkim – jak na przykład siły tarcia tocznego. **W tym miejscu należy podkreślić, że w aktualnym stanie wiedzy brak jest informacji związanych z tym jak zmienna dynamika układu człowiek-wózek inwalidzki, w jednoczesnym połączeniu ze zmiennym w czasie położeniem środka ciężkości, wpływa na siły obciążające poszczególne osie wózka czy opory tarcia, a w efekcie na zapotrzebowanie na moment napędowy.** Nie są mi znane opracowania traktujące to zagadnienie w tak rozbudowany i kompleksowy sposób, co daje podstawy sądzić, że przedstawiane efekty prac badawczo-naukowych są jednymi z pierwszych w tym aspekcie.

### 3.5.4.3 Wyznaczanie położenia środka ciężkości na płaszczyźnie symetrii układu

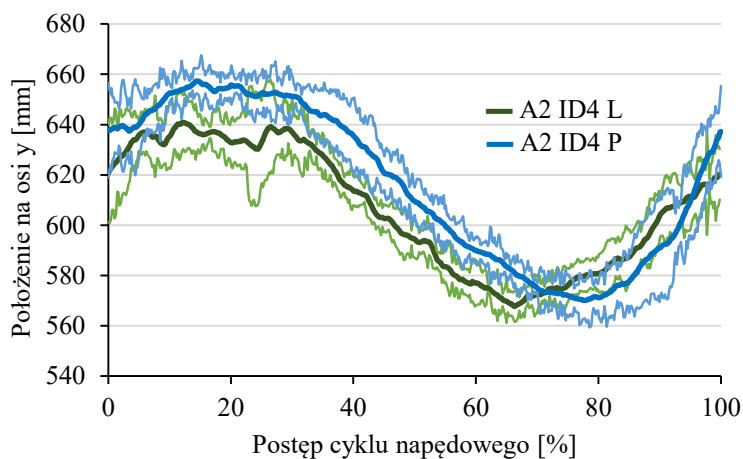
Zgodnie z metodyką przedstawioną w rozdziale 3.5.2.2 przeprowadzono eksperymenty mające na celu wyznaczenie położenia środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki na płaszczyźnie symetrii układu (to jest na osi pionowej). Badaniu poddano grupę 10 osób płci męskiej (oznaczenia uczestników to A1-A10). Zadaniem badanych osób było napędzanie wózka inwalidzkiego, przy czym rejestrowano za pomocą kamer, przebieg eksperymentu osobno dla każdej z rąk. Uczestnicy badania wykonywali po 10 pełnych cykli napędowych, które następnie uśredniano. W ramach omawianych badań, do określenia trajektorii ruchu kończyny górnej wykorzystano pięć markerów. Jeden nieruchomy marker umieszczony został w osi obrotu większego koła wózka i stanowił punkt odniesienia – początek przyjętego układu współrzędnych. Kolejne cztery, które pozostawały w ruchu, umieszczono odpowiednio na: nadgarstku, łokciu, poniżej barku oraz na barku. Kolejne próby testowe były rejestrowane za pomocą kamery. Kolejno, na podstawie komputerowej analizy zebranego materiału wideo przekształcono położenie markerów na chmurę punktów w układzie odniesienia zdefiniowanym na podstawie znanego położenia markeru odniesienia. Taka chmura punktów umożliwiła zdefiniowane odległości pomiędzy poszczególnymi segmentami ciała w trakcie trwania poszczególnych cykli napędowych. Szczegółowy opis metodyki badań oraz procedury przetwarzania danych można odnaleźć w [A3] i [A4].

Wyniki omawianych badań były niezbędne do realizacji dwóch celów. Pierwszy z nich to analiza zbieżności kinematyki kończyny górnej uśrednionych cykli napędowych w aspekcie porównania prawej i lewej strony ciała. Innymi słowy poszukiwano odpowiedzi na pytanie: jaka jest wzajemna relacja odchylenia od średniego przebiegu pomiędzy poszczególnymi cyklami napędowymi dla jednej ręki a średnimi przebiegami zarejestrowanymi dla drugiej ręki. Wartość poznawcza tego zagadnienia jest istotna z punktu widzenia opracowanego modelu, jako że w początkowych etapach prac założono symetrię lewej i prawej strony układu człowiek-wózek inwalidzki. Tak więc zebrany zbiór wyników może zostać wykorzystany do oceny i weryfikacji tego założenia. Drugim celem było natomiast uzyskanie danych wejściowych niezbędnych do określenia położenia środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki. Zarejestrowane dane zostały wykorzystane do oceny stabilności tego układu za pomocą autorsko opracowanego modelu matematycznego.

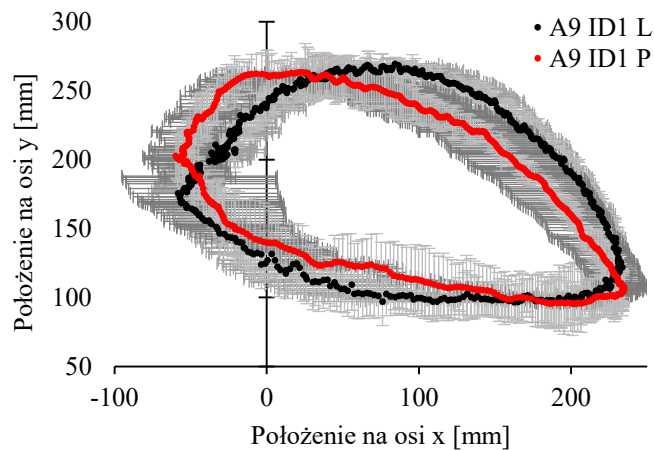
Na Rys. 22 przedstawiono widok zbioru uśrednionych wyników dla prawej i lewej ręki uczestników badania o oznaczeniach A1, A2, A3 oraz A6. Natomiast Rys. 23 przedstawia uśrednione położenia markeru dłoni (ID1) w zestawianiu dla lewej i prawej strony dla wybranych badanych osób. Na Rys. 24 przedstawiono średnie przebiegi zmiany położenia markera dłoni (ID1) w czasie trwania cyklu napędowego odpowiednio dla lewej i prawej ręki.



Rys. 22 Widok zbioru uśrednionych wyników dla prawej i lewej ręki uczestników badania o numerach A1, A2, A3 oraz A6; L – ręka lewa, P – ręka prawa, markery: nadgarstek (ID1), łokieć (ID2) oraz bark (ID4)



Rys. 23 Średni przebieg zmiany położenia markera ID4 w czasie trwania cyklu napędowego na osi y dla lewej i prawej ręki (guba linia); cienkie linie to  $\pm$  przedział ufności; uczestnik badania A2

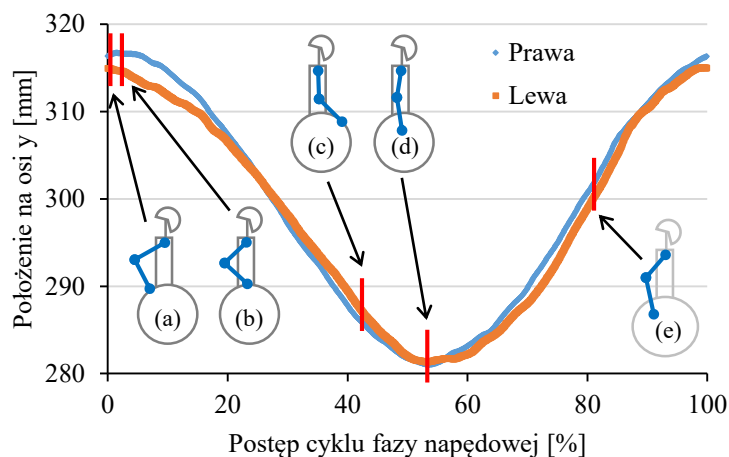


Rys. 24 Uśrednione położenia markera ID1 zestawieniu dla lewej i prawej strony dla uczestnika badania A9; słupki błędów oznaczone odcieniami szarości to  $\pm$  niepewności pomiaru

Za szczególnie ważne należy uznać porównanie wzajemnego położenia przedziałów nieufności dla wyznaczonych średnich przebiegów. Zauważyć można, że w większości przypadków (co pokazano na Rys. 23 za pomocą słupków w odcieniach szarości) średnie wartości dla lewej i prawej ręki zawierają się w przedziałach nieufności przeciwnych kończyn. Tym nie mniej występują także różnice na tyle duże, że średnie położenie i przedziały nieufności położenia danych markerów na prawej i lewej ręce nie pokrywają się w całości. Jest to spowodowane różnicami w położeniu markerów w ramach przebiegów z których wyznaczono wielkości uśrednione. Wynika stąd wniosek, że różnice zaobserwowane pomiędzy lewą i prawą kończyną są najprawdopodobniej spowodowane znacznymi różnicami we wzajemnym położeniu markerów (a nie rozrzutem ich położenia) w ramach poszczególnych cykli napędowych składających się na uśrednione przebiegi.

Obserwacja zamieszczonych danych pozwala ponownie zauważyć to, że przedziały niepewności wyznaczonych przebiegów pokrywają się w tylko pewnym stopniu. Nie zaobserwowano jednak braku wspólnych części przedziałów niepewności tak, jak to miało miejsce podczas porównania wyników dla prawej i lewej ręki z podziałem na poszczególne osoby. Uśrednienie wyników wszystkich badanych dla lewej i prawej ręki spowodowało zmniejszenie różnic pomiędzy zarejestrowanymi przebiegami, poszerzyło jednak w wielu przypadkach przedział nieufności. Podsumowując całość wyników przedstawiony w pracy [A3] można stwierdzić, że dla pojedynczych osób występowały większe asymetrie w położeniach prawej i lewej kończyny niż w ramach uśrednienia odniesionego do całej badanej grupy, co jest zgodne z obserwacjami innych badaczy [1-3]. Tak więc założenie o symetrii ruchu napędowego kończyny górnej może nie być prawdziwe w przypadku analizy biomechaniki napędzania pojedynczych osób. Jednak podczas analizy większej ilości uczestników w ramach pewnego uśrednienia, odchylenia od stanu symetrii maleją.

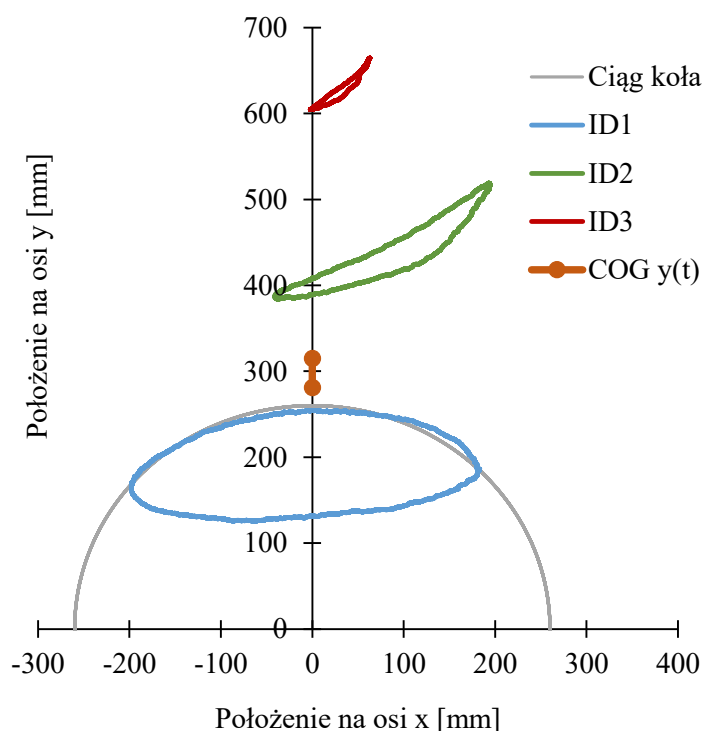
Tak zebrany i opracowany zbiór danych został kolejno wykorzystany do określenia zmienności położenia środka ciężkości na osi pionowej (na Rys. 2 c) oznaczonej jako  $y$ ). Zgodnie z metodyką przedstawioną szczegółowo w ramach opracowania [A4]. Stosując metodykę opisaną w ramach rozdziału 3.5.2.2 wyznaczono położenie środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki. Wykorzystano w tym celu zbiór wyników opisanych powyżej. Na Rys. 25 przedstawiono wartości wyznaczonego uśrednionego położenia środka ciężkości układu podczas pojedynczego cyklu napędowego osobno dla prawej i lewej ręki. Początkiem układu odniesienia dla tej wartości jest oś obrotu większego koła. Tak więc, aby otrzymać wartość odległości środka ciężkości od podłoża  $h$  (parametr modelu w równaniach (4) oraz (5) wskazanych w rozdziale 3.5.1) konieczne jest powiększenie tej wartości o połowę średnicy koła wózka, a więc  $r_2 = 305$  mm. Średnio otrzymano ostatecznie  $h = 652,9$  mm dla lewej ręki oraz  $h = 653,7$  mm dla ręki prawej. Jak widać występują pewne różnice w kontekście odległości położenia środka ciężkości od podłoża  $h$  dla lewej i prawej kończyny górnej. Jednak w ramach badanej grupy ochotników są one na tyle niewielkie, iż podjęto decyzję o tym, że przeprowadzanie analizy z rozróżnieniem prawej i lewej strony ciała byłoby nieuzasadnione. Istnieje bowiem ryzyko, że dla tak małych różnic w wynikach niepewność pomiaru oraz skończona dokładność obliczeń numerycznych nie pozwoliłyby na wyciągnięcie miarodajnych wniosków.



Rys. 25 Wartości wyznaczonego uśrednionego położenia środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki (względem osi obrotu większego koła) podczas pojedynczego cyklu napędowego osobno dla prawej i lewej ręki; oznaczenia od (a) do (e) dotyczą punktów charakterystycznych cyklu napędowego i zostały opisane w tekście

Analiza wyników przedstawionych na Rys. 25 pozwala zauważyć jak zmienia się położenie środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki podczas generowania napędu. Na samym początku fazy napędowej środek ciężkości znajduje się niewiele poniżej najwyższej pozycji jako, że tułów użytkownika jest wyprostowany, a ręce trzymają za ciągi i są uniesione do góry w ramach przygotowania do przeprowadzenia razy napędowej (a). Kolejno rozpoczyna się faza napędowa, która powoduje dodatkowe podniesienie rąk, ponieważ muszą one poruszać się po trajektorii okręgu ciągów (b). Występować może tutaj także pochylenie tułowia w przód – zależy to od stopnia niepełnosprawności użytkownika, ale także jego doświadczenia (może mieć miejsce np. próba balansowania ciałem celem zapewniania stabilności ruchu). Faza napędowa kończy się w momencie, w którym użytkownik puszcza rękoma ciągi (c) i przechodzi do fazy powrotu. Odnotowuje się wtedy najniższe położenie środka ciężkości, jako że ręce skierowane są w stronę podłoża (d). Odpowiednio kolejno dalsza część fazy powrotu polega na podnoszeniu rąk w górę (e) na potrzebę zajęcia pozycji początkowej, która rozpocznie kolejny cykl napędowy. Co więcej, można zaobserwować, że kąt nachylenia prostoliniowych części wykresu przedstawionego na Rys. 25 nie jest taki sam, co oznacza zmienną prędkość przemieszczania się środka ciężkości układu na osi pionowej. Zakres zachodzących zmian w stosunku do przemieszczeń kończyny górnej i odniesieniu do koła wózka zobrazowano na Rys. 26.





Rys. 26 Widok zbioru uśrednionych wyników dla lewej ręki dla wszystkich uczestników badania; linia COG  $y(t)$  ukazuje zakres zmiany położenia środka ciężkości układu na osi pionowej dla pojedynczego cyklu napędowego; markery: nadgarstek (ID1), łokieć (ID2) oraz na bark (ID4)

Efekty przeprowadzonych prac pozwalają stwierdzić, że możliwe jest określenie położenia środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki na osi pionowej za pomocą metod przechwytywania obrazu. Podano wyznaczono także przebieg zmienności położenia tego parametru w funkcji postępu cyklu fazy napędowej. W większości opracowań literaturowych na ten temat podawane są wartości położenia środka ciężkości jako pojedyncza wartość. Wynika to ze sposobu pomiaru – z wykorzystaniem manekina (np. według metodyki opisanej w normie ISO [4]) czy też określania położenia środka ciężkości za pomocą oprogramowania CAD. Tymczasem zakres zmienności tego parametru stanowi użyteczną informację zarówno z punktu widzenia biomechaniki, ale także również procesu projektowania wózka inwalidzkiego jak i analizy jego stabilności. Tak więc opracowana metodyka oraz przedstawione wyniki pomiarów i analiz stanowią wartość dodaną do aktualnego stanu wiedzy w tym zakresie.

Biorąc pod uwagę wyznaczony zakres zmienności parametru  $h$  podjęto decyzję, że główna uwaga zostanie skupiona na analizie indeksu stabilności (stability index –  $SI$ ). Co prawda wartość parametru  $h$  posiada wpływ na wartości sił obciążających osie kół wózka  $Q_1$  oraz  $Q_2$  – a poprzez to pośrednio na wartość zapotrzebowania na moment napędowy  $M_n$ . Jednak dla rozpatrywanego przypadku (jazda po płaskiej nawierzchni z typowymi prędkościami) w kontekście napędzania wózka – wpływ zmienności parametru  $h$  jest niewielki. Za dużo bardziej istotny parametr w takim przypadku należy uznać indeks stabilności  $SI$  i to właśnie ta wartość została poddana szczegółowej analizie, co zostało opisane w ramach następnego rozdziału.

W ramach opisanych prac byłem inicjatorem i głównym pomysłodawcą przeprowadzenia badań których celem było wyznaczenie trajektorii ruchu lewej i prawej ręki badanych osób podczas napędzania wózka inwalidzkiego. Opracowałem plan prowadzenia eksperymentów, zrekrutowałem ochotników, a następnie przeprowadziłem badania. Wykonałem obróbkę zebranego materiału wideo, na podstawie którego wyznaczyłem przemieszczenie segmentów kończyny górnej w czasie trwania poszczególnych cykli napędowych. Opracowałem wyniki i ostatecznie na podstawie których sformułowałem wnioski.

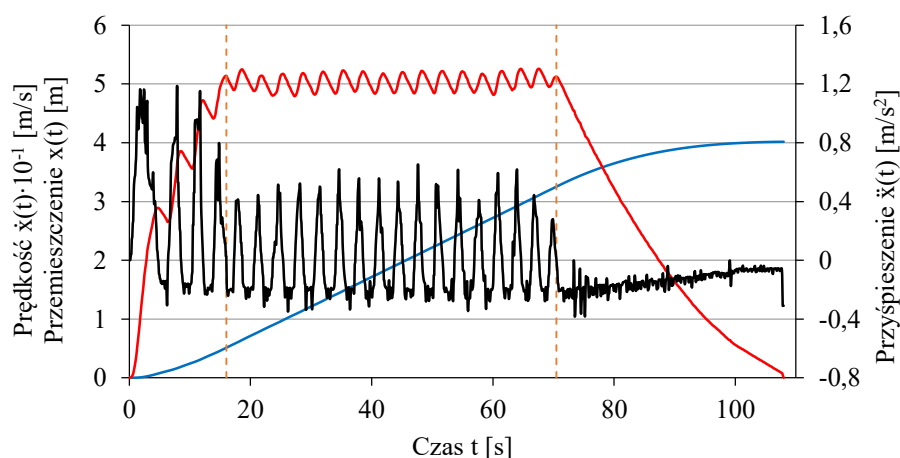
Byłem inicjatorem i pomysłodawcą przeprowadzenia syntezy dostępnych w literaturze przedmiotu metod dotyczących pomiarów motion capture i analitycznego wyznaczenia środka ciężkości człowieka. Kierowałem pracami, których celem było opracowanie zautomatyzowanego aparatu matematycznego pozwalającego na wyznaczenie w położenia środka ciężkości człowieka na osi pionowej w funkcji czasu. Kolejno zaimplementowałem zbiór zebranych danych z wcześniejszych autorskich badań motion capture do tak opracowanego narzędzia obliczeniowego celem wyznaczenia położenia środka ciężkości człowieka na osi pionowej w czasie napędzania wózka inwalidzkiego. Przeprowadziłem niezbędną obróbkę danych, obliczenia, kolejno opracowałem wyniki i sformułowałem wnioski.

Literatura:

- [1] Soltau S.L., Slowik J.S., Requejo P.S., Mulroy S.J., Neptune R.R. An investigation of bilateral symmetry during manual wheelchair propulsion. *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 3(86), s. 1-6, 2015.
- [2] Koontz A. M., Cooper R. A., Boninger M. L., An autoregressive modeling approach to analyzing wheelchair propulsion forces. *Med. Eng. Phys.*, vol. 23(4), s. 285-291, 2001.
- [3] Schnorenberg A. J., Slavens B. A., Wang, M., Vogel, L. C., Smith, P. A., Harris, G. F. Biomechanical model for evaluation of pediatric upper extremity joint dynamics during wheelchair mobility. *J. Biomech.*, vol. 47(1), s. 269-276, 2014.
- [4] ISO 7176-1:2014, Wheelchairs – Part 1: Determination of static stability.

### 3.5.4.4 Budowa i walidacja numerycznego modelu obliczeniowego

Zbiór równań (1), (3) oraz (5) został zaimplementowany w środowisku do obliczeń numerycznych MATLAB Simulink. Umożliwiło to jego wstępną walidację. W pierwszym kroku wykonano pomiary: całkowitej masy układu człowiek-wózek inwalidzki, a także prędkości kątowej koła wózka inwalidzkiego podczas wybranego scenariusza jazdy (rozpędzenie do pewnej prędkości, jazda ze stałą średnią prędkością, swobodne wyhamowanie układu). Wartości zarejestrowane w takim eksperymencie zostały uzupełnione wartościami z badań literaturowych, co szczegółowo opisano w [A2]. Tak zebrany zbiór wartości wejściowych umożliwił przeprowadzenie wstępnych obliczeń. Jako zmienne parametry w symulacji przyjęto: masę układu, kąt wzniesienia, średnią prędkość ruchu ustalonego, zmienne przyśpieszenie (w kontekście czasu potrzebnego do uzyskania średniej prędkości). Wartości zmierzone i wyznaczone w związku z dynamiką poruszania się układu przedstawia Rys. 27.



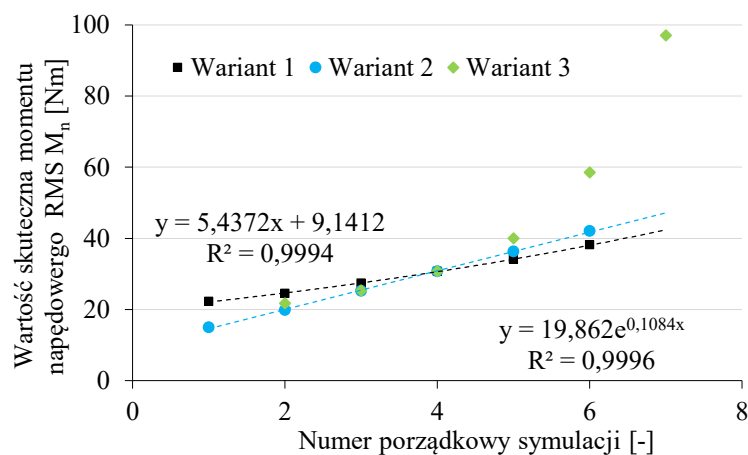
Rys. 27 Wyniki pomiarów dla ruchu wózka po prostej – pionowe przerywane linie oznaczają poszczególne fazy ruchu; pierwsza to faza rozpędzania, druga to faza jazdy ze stałą średnią prędkością, trzecia to faza swobodnego wyhamowywania

Przedstawione dane pozwalają stwierdzić, że przebieg przemieszczenia w czasie jest niejednostajny w pierwszej i trzeciej fazie ruchu, które odpowiadają odpowiednio rozpędzaniu oraz hamowaniu układu człowiek-wózek inwalidzki. Faza druga odzwierciedla ruch jednostajny z bardzo dobrym przybliżeniem. Zmierzone wartości prędkości cechują się cyklicznym charakterem. Można je podzielić na część wzrastającą, która odpowiada napędzaniu wózka oraz opadającą, która wynika z działania sił oporu powodujących utratę prędkości. Średnia wartość prędkości wzrasta w fazie rozpędzania, następnie utrzymuje zbliżoną do stałej wartości w drugiej fazie. Natomiast w ostatnim przedziale maleje do zera w efekcie zaniechania procesu napędzania przez użytkownika. Analiza przebiegu przyspieszenia w funkcji czasu pozwala stwierdzić jego większe wartości na początku ruchu – to jest podczas ruszania z miejsca. Rosnący oraz malejący charakter przebiegu przyspieszenia stoi w korelacji z poszczególnymi etapami napędzania wózka inwalidzkiego. Powtarzające się ujemne wartości przyspieszenia sugerują, iż zachodzi cykliczne wyhamowywanie układu człowiek-wózek inwalidzki. Wynika to z faktu, iż osoba siedząca na wózku musi przełożyć dłonie w pozycję początkową, aby wykonać kolejny cykl napędzający. Podczas przekładania rąk operatora zachodzi hamowanie układu w wyniku działania sił tarcia, bezwładności oraz w niewielkim stopniu – oporu powietrza.

Zebrane dane pozwoliły na przeprowadzenie szeregu obliczeń w zależności od przyjętych wariantów symulacji. Wyznaczono charakterystyki momentu napędowego, a następnie obliczono ich wartości skuteczne na potrzeby przeprowadzenia porównania. Pełne zestawienie wyników można odnaleźć w [A2]. Wybrane warianty symulacji zestawiono w Tab. 2. Na podstawie otrzymanych wyników wyznaczono, wartości skuteczne momentu napędzającego  $RMS M_n$ . Zostały one przypisane do numerów porządkowych i zestawione w rosnącej kolejności, co przedstawiono na Rys. 28.

Tab. 2 Wybrane warianty symulacji

Wariant 1	Zmienna średnia prędkość maksymalna i zbliżone odchylenia od średniej prędkości w ramach jednego cyklu
Wariant 2	Zmienna średnia prędkość maksymalna i zmienne odchylenia od średniej prędkości w ramach jednego cyklu
Wariant 3	Zbliżona średnia prędkość, ale zmienne przyspieszenie (coraz mniejszy przedział czasu na osiągnięcie średniej prędkości)



Rys. 28 Zestawienie wartości skutecznego momentu napędzającego  $RMS M_n$  dla wszystkich przebiegów wariantów symulacji

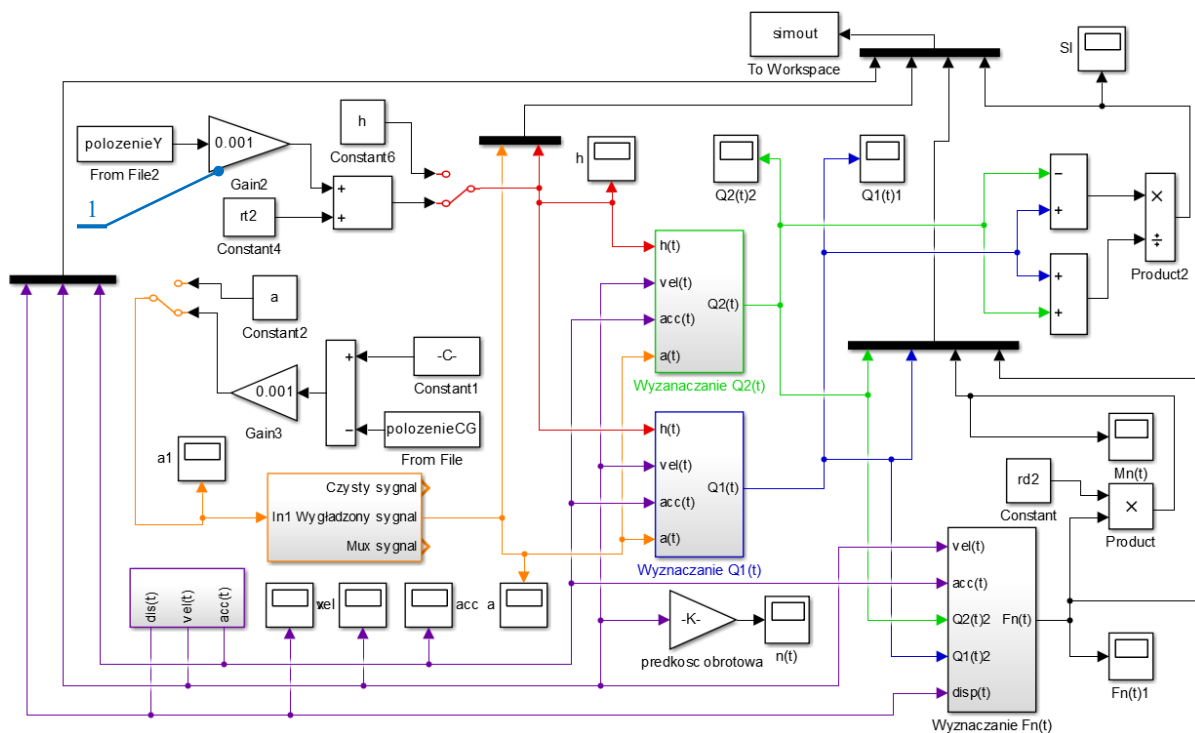
Analiza zamieszczonych danych pozwala zaobserwować zmiany w zapotrzebowaniu na moment napędowy jakie zachodzą w układzie wraz ze zmianą jego dynamiki poruszania się.

Na podstawie wykresów można stwierdzić, że zmiana wartości skutecznej momentu napędzającego  $RMS M_n$  w wariacie 1 symulacji jest nieliniowa i zmienia się wykładniczo. Przyrosty tego współczynnika wynikają w pewnej części z fazy jazdy ze stałą prędkością, której wartość skuteczna przyrasta liniowo. Druga część tej wartości wynika ze zmiennej dynamiki fazy rozprędzania oraz wyhamowania. Tak więc całkowite przyrosty wartości skutecznej momentu napędowego  $RMS M_n$  dla wariantu 1 będące ich sumą są niejednakowe. Zmiany zachodzące w opisywanych wartościach dla wariantu 2 zmieniają się liniowo. Wynika to z faktu, iż skala zmian odchylenia od średniej prędkości w ramach jednego cyklu dla poszczególnych przypadków była również liniowa. Wartości skuteczne momentu napędzającego  $RMS M_n$  dla wariantu 3 zmieniają się nieliniowo. Zachodząca zmiana wynika ze zmiany intensywności napędzania analizowanego układu. Wyznaczone parametry osiągają duże wartości, które charakteryzują się postępującym przyrostem. Nie jest możliwe ich przybliżenie, z zadowalającą dokładnością, za pomocą krzywej wykładniczej czy też wielomianem niskiego stopnia. Świadczy to o silnej nieliniowości otrzymanych, w tym przypadku, wyników symulacji. Na tej podstawie można stwierdzić, że to zmiana przyspieszenia generuje największe zmiany w zapotrzebowaniu na moment napędowy. Analiza wpływu tej wartości na biomechanikę poruszania się wózkiem inwalidzkim stała się przedmiotem badań opisanych w ramach rozdziału 3.5.4.2.

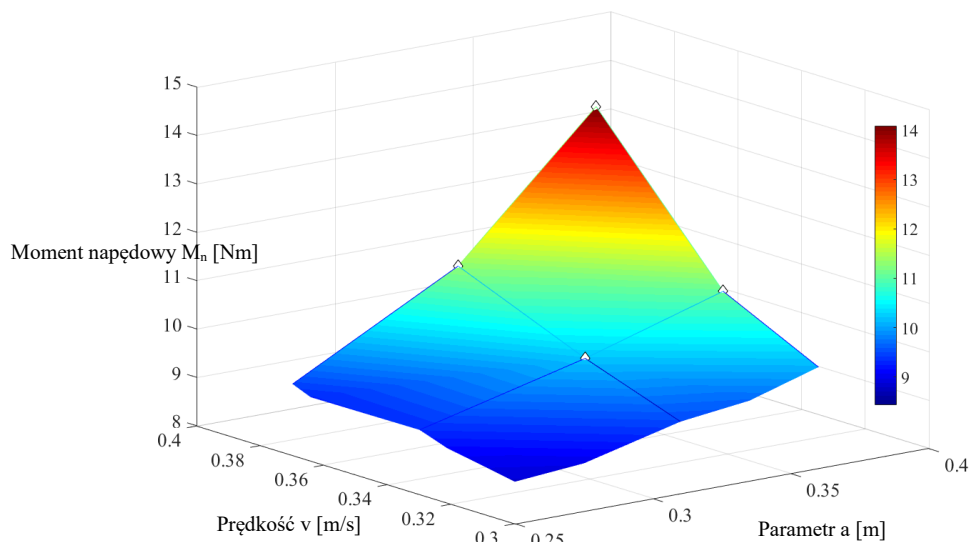
Należy podkreślić, że prace związane z opracowaniem i rozwinięciem modelu matematycznego prowadzone były równolegle do badań eksperymentalnych. Podjęto decyzję o takim sposobie realizacji zagadnienia badawczego ze względu na wzajemne oddziaływanie tych procesów. Z jednej strony identyfikacja współczynników modelu pozwalała na określenie i eksperymentalnie wyznaczenie ich wartości. Z drugiej strony uzyskany zbiór wyników oraz ich analiza umożliwiały rozbudowę modelu o kolejne parametry celem uwzględnienia większej ilości zjawisk fizycznych i biomechanicznych. Po wstępnej walidacji modelu obliczeniowego stopniowo dokonywano jego rozbudowy – poszczególne etapy tego procesu zostały opisane w ramach opracowań [A2] oraz [A4]. Celem podjętych prac była możliwość uwzględnienia zmiennego w czasie położenia środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki wraz z szeregiem innych parametrów. W modelu opisywanym za pomocą równań (1), (3) oraz (5) te wielkości fizyczne są scharakteryzowane za pomocą parametrów: odległości środka ciężkości od podłoża  $h$  oraz odległości osi mniejszego koła od środka ciężkości  $a$ . Zaimplementowane modyfikacje sprawiają, że mogą one zostać uwzględnione w dowolnej konfiguracji: zarówno jako stałe (uśrednione wartości niezależne od czasu – na przykład przyjęte na podstawie badań literaturowych) lub też jako rzeczywiste przebiegi uzyskane w efekcie przeprowadzenia pomiarów. Do modelu dodano także moduł, który określa wartości indeksu stabilności (stability index –  $SI$ ) na podstawie wyznaczonych wartości obciążenia osi mniejszego koła  $Q_1$  oraz obciążenia osi większego koła  $Q_2$ . Indeks stabilności jest jednym z parametrów, które mogą posłużyć do oceny konstrukcji wózka inwalidzkiego, w tym także w analizie związanej z bezpieczeństwem poruszania się za jego pomocą. Widok struktury zmodyfikowanego modelu przedstawia Rys. 29.

W pierwszym wariacie obliczeń uwzględniono zmienny charakter odległości osi mniejszego koła od środka ciężkości  $a$  oraz prędkości  $v$ . Do modelu w środowisku do obliczeń numerycznych wprowadzono dane (opisane w ramach rozdziału 3.5.4.2) i przeprowadzono symulacje, które umożliwiły wyznaczenie zapotrzebowania na moment napędowy. Wykres na Rys. 30 przedstawia zależność wartości momentu od wymienionych parametrów. Zamieszczone dane są wartościami skutecznymi wskazanych wielkości fizycznych, jako że są one zmienne w czasie i charakteryzują się cyklicznością. Analiza zamieszczonego wykresu pozwala stwierdzić, że uwzględnienie dynamiki ruchu układu (zmiennej prędkości) wpływa na zapotrzebowanie na moment napędowy. Analogiczna sytuacja związana jest ze wzrostem parametru  $a$ . Przy

tym przyrosty momentu są dużo większe w funkcji prędkości. Szczegółowe omówienie wyników opisanych prac badawczych wraz z porównaniem do analizy literaturowej można odnaleźć w [A4].



Rys. 29 Widok zmodyfikowanego modelu utworzonego w środowisku do obliczeń numerycznych



Rys. 30 Zapotrzebowanie na moment napędowy w funkcji parametru  $a$  oraz prędkości układu człowiek-wózek inwalidzki

Kolejne prace badawcze na modelu obejmowały analizę układu z uwzględnieniem parametru  $h$ , który w ramach równań (1), (3) oraz (5) niesie ze sobą informację o położeniu środka ciężkości na osi pionowej (oś  $y$  na Rys. 2). Wykorzystano w tym celu dane uzyskane w badaniach opisanych w ramach rozdziału 3.5.4.3. Przeanalizowano zachowanie się układu przy użyciu indeksu stabilności. Wartość ta może zostać zdefiniowana za pomocą równania (10):

$$SI = \frac{Q_1 - Q_2}{Q_1 + Q_2}, \quad (10)$$

gdzie:  $Q_1$  to siła obciążająca przednią oś natomiast  $Q_2$  to siła obciążająca tylną oś. Wartość tego wskaźnika jest bezwymiarowa i może przyjmować wartości zarówno dodatnie jak i ujemne. Przedział stabilności zdefiniowany jest dla wartości zawierających się pomiędzy -1, a 1. Przy czym im bliżej wartości zero, tym bardziej równomierne rozłożenie obciążenia na poszczególne osi kół wózka. Dla wartości wynoszącej równo zero obciążenie przedniej i tylnej osi jest takie samo, co oznaczałoby równomierne i symetryczne rozmieszczenie obciążenia układu (a więc zarówno w kwestii masy jak i geometrii). Wartości  $SI$  mniejsze od -1 oznaczają tendencję układu do przechylenia się w kierunku odwrotnym niż kierunek jazdy („do tyłu”). Z kolei wartości większe od 1 oznaczają przechylenie się układu człowiek-wózek inwalidzki w stronę kierunku jazdy („do przodu”). Przeprowadzono obliczenia numeryczne w trzech wariantach: stałe wartości parametrów  $a$  oraz  $h$ , zmienna wartość  $a$  oraz stała wartość  $h$ , zmienna wartość  $a$  oraz  $h$ . Każdy z wariantów wykorzystywał zmienny profil prędkości jako że, jak wykazano wcześniej ten parametr w istotny sposób wpływa na otrzymywane wyniki. Tak więc w ostatnim z wariantów zastosowano rzeczywiste wartości wszystkich mierzonych wartości w funkcji czasu (nie korzystano z wartości uśrednionych). Na Rys. 31 przedstawiono wartości indeksu stabilności  $SI$  w zależności od wariantu obliczeń numerycznych. Celem zwiększenia czytelności przebiegów zostały one przedstawione dla coraz mniejszych przedziałów czasu.

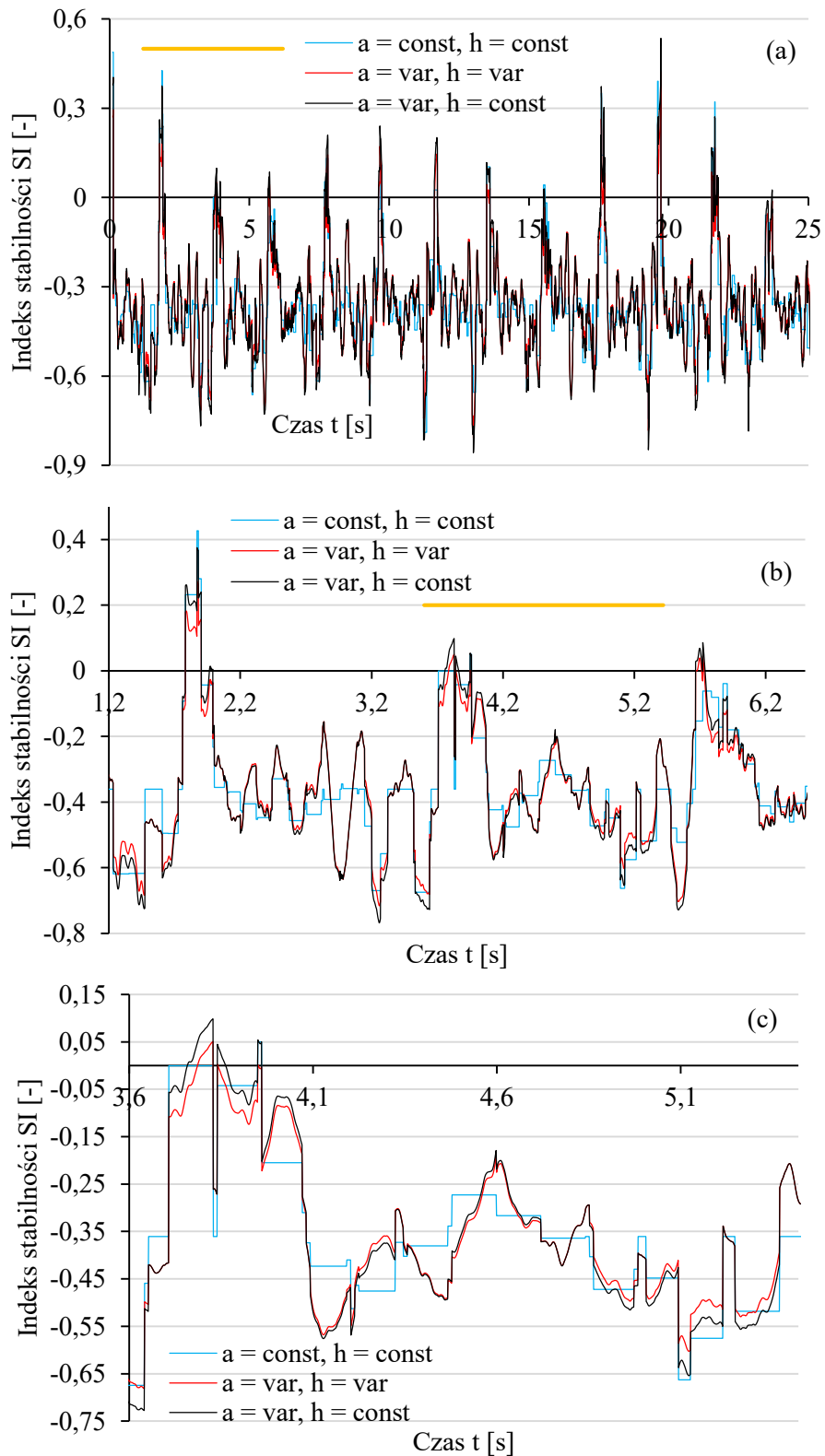
Analiza zamieszczonych wykresów pozwala zaobserwować różnice w wyznaczonej wartości indeksu stabilności  $SI$ . W ramach wyznaczonych wyników indeks ten przyjmuje wartości zarówno dodatnie jak i ujemne, jednak jak widać przez większość czasu odnotowano wartości ujemne. Jest to zgodne z rzeczywistością, ponieważ rozłożenie masy układu oraz jego geometria sprawiają, że w trakcie normalnej jazdy po płaskiej nawierzchni to tylne koła wózka są obciążone w większym stopniu niż przednie. Jest to obserwacja, którą można potwierdzić na podstawie badań literaturowych, jednak taką sytuację wykazano również w ramach badań własnych. Przypadek zmiennej wartości  $a$  i stałej  $h$  ( $a = \text{var}$ ,  $h = \text{const}$ ) oraz przypadek zmiennego  $a$  i  $h$  ( $a = \text{var}$ ,  $h = \text{var}$ ) pozwala odnotować zbliżone wyniki. Jeden oraz drugi przebieg nie różnią się od siebie o stałą wartość. Przez pewien czas to wariant przedstawiony na Rys. 31 za pomocą czarnej linii osiąga większe wartości, jednak dla pewnego przedziału czasu zachodzi również sytuacja odwrotna – gdzie to wartości dla czerwonej krzywej stają się dominujące.

Analiza wykresów pozwala zauważyć również, że największe niedoszacowanie indeksu stabilności otrzymuje się w przypadku założenia uśrednionej wartości parametrów  $a$  oraz  $h$  ( $a = \text{const}$ ,  $h = \text{const}$ ). Jest to efektem tego, że w takim przypadku w obliczeniach pomija się zakres zmienności odległości osi mniejszego koła od środka ciężkości  $\Delta a$  oraz zakres zmienności odległości środka ciężkości od podłoża  $\Delta h$ . Można odnotować, że różnice w wyznaczonej wartości  $SI$  wynoszą w wybranych chwilach czasowych nawet 0,1. Wartość tą należy uznać za mającą znaczny wpływ na stabilność układu człowiek-wózek inwalidzki. Jest to dość istotna obserwacja, ponieważ na tej podstawie należy stwierdzić, że nawet dla jazdy po płaskiej nawierzchni uśrednione wartości położenia środka ciężkości mogą posłużyć na przykład do obliczeń wstępnych.

**Podsumowując należy stwierdzić, że przyjęcie do obliczeń średnich wartości odległości środka ciężkości od podłoża  $h$  oraz odległości osi mniejszego koła od środka ciężkości  $a$  może powodować niedoszacowanie indeksu stabilności o niepomijalnie duże (ze względu na bezpieczeństwo użytkownika) wartości. Przyjmowanie uśrednionych danych jest akceptowalne na przykład do wstępnych obliczeń konstrukcyjnych. Celem przeprowadzenia dokładnej weryfikacji projektowanego rozwiązania za zasadne uznać należy szczegółowe wyznaczenie zakresu zmienności wartości parametrów  $a$  oraz  $h$  w czasie.**

Rozszerzone omówienie wyników opisanych w tym miejscu prac badawczych wraz z porównaniem do danych z analizy literaturowej można odnaleźć w [A4].

W ramach omawianych prac zaimplementowałem opracowany model matematyczny do środowiska do obliczeń numerycznych, po czym dokonałem jego rozbudowy w taki sposób, aby możliwe było zaimplementowanie danych zebranych w efekcie przeprowadzenia badań eksperymentalnych. Dodatkowo, na podstawie dostępnej literatury przedmiotu, uzupełniłem go o moduł pozwalający na wyznaczenie wartości indeksu stabilności ruchu wózka inwalidzkiego. Przeprowadziłem kompilację zebranych wcześniej wyników celem utworzenia zunifikowanej bazy danych, którą następnie zaimplementowałem do środowiska do obliczeń numerycznych. Zdefiniowałem warianty obliczeniowe oraz przeprowadziłem symulacje. Kolejno opracowałem wyniki i sformułowałem wnioski. **W efekcie opracowałem metodykę i aparat matematyczny do analizy ruchu układu człowiek-wózek inwalidzki w kompleksowy, uwzględniający szereg czynników, sposób. Zostały one następnie wykorzystane do przeprowadzenia symulacji i obliczeń zorientowanych na określenie zapotrzebowania na parametry napędowe wózka inwalidzkiego oraz stabilność jego ruchu. Omówione do tego miejsca prace wpisują się w realizację Celu 3 wskazanego w rozdziale 3.4.**

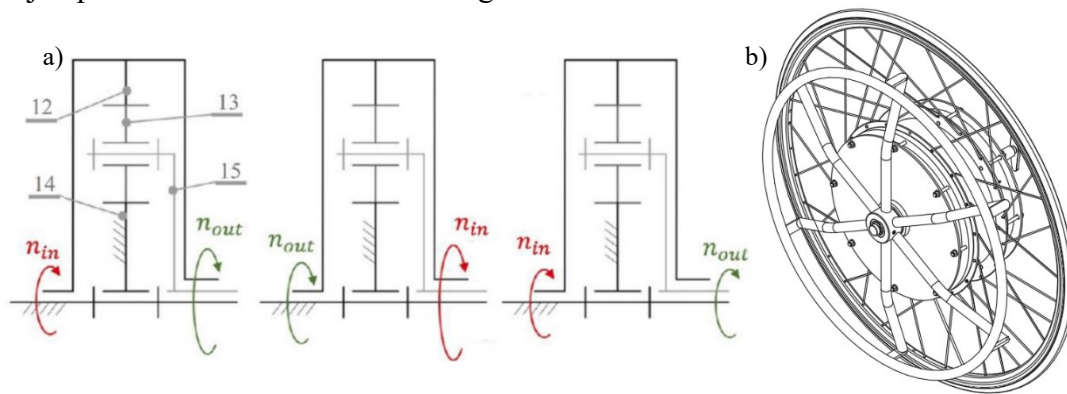


Rys. 31 Indeks stabilności  $SI$  w zależności od wariantu obliczeń numerycznych; a) dla kilku następujących cykli napędowych, b) dla trzech cykli napędowych, c) dla pojedynczego cyklu napędowego; pomarańczowa linia wskazuje przedział czasu przybliżenia wykresu znajdującego się poniżej



### 3.5.4.5 Wyznaczanie energochłonności procesu napędzania wózka inwalidzkiego w aspekcie biomechaniki

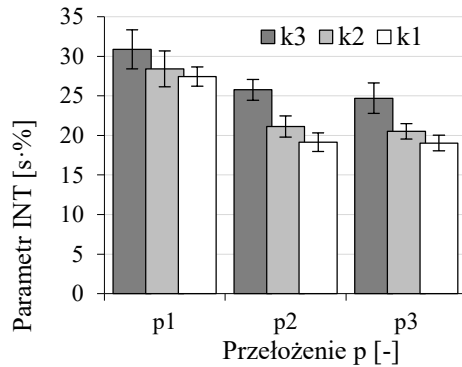
Zgodnie z metodyką przedstawioną w rozdziale 3.5.2.4 przeprowadzono badania biomechaniki napędzania ręcznych wózków inwalidzkich wyposażonych w mechaniczne układy napędowe. Eksperymenty wykonywano przy wykorzystaniu stanowiska badawczego z hamownią do wózków inwalidzkich – między innymi tej, która została opisana w ramach rozdziału 3.5.3.1. Badano następujące trzy konstrukcje: wózek inwalidzki z przekładnią łańcuchową, wózek inwalidzki z przekładnią łańcuchową (oba opisane w rozdziale 3.5.3.3), a także wózek inwalidzki z przekładnią planetarną. Ostatni z wymienionych powstał w ramach wcześniejszych, prac rozwojowych, których opis wybiega poza ramy niniejszego opracowania. Szczegóły związane z konstrukcją i zasadą działania tego układu zostały opisane w opracowaniach [1, 2, 3]. Przekładnia planetarna zabudowana w piaście koła omawianego wózka pozwala na realizację trzech wartości przełożenia: neutralnego, a także 1,96 oraz 0,51. Układ ten pracuje przy zablokowanym kole słonecznym przekładni, a napęd przekazywany jest przez jarzmo lub piastę z uzębieniem wewnętrznym – w zależności od wybranego przełożenia, tak jak przedstawiono to na Rys. 32 a). Z kolei na Rys. 32 b) przedstawiono widok modelu przekładni planetarnej zabudowanej w piaście koła wózka inwalidzkiego.



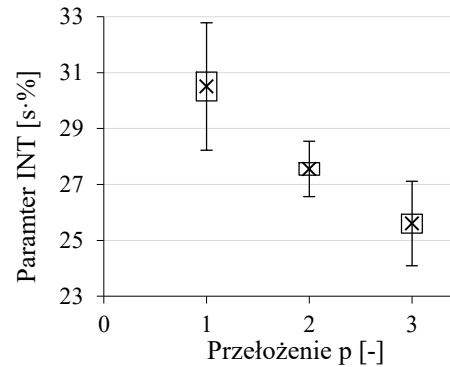
Rys. 32 Przekładnia planetarna do ręcznego wózka inwalidzkiego; a) schemat układu przekładni planetarnej dla trzech przełożeń, b) widok modelu wraz z kołem wózka; 12 – uzębienie wewnętrzne, 13 – koło obiegowe, 14 – koło słoneczne, 15 – jarzmo,  $n_{in}$  – wejściowa prędkość obrotowa,  $n_{out}$  – wyjściowa prędkość obrotowa

Celem przeprowadzenia badań eksperymentalnych, na potrzeby pomiarów wybrano cztery mięśnie kończyny górnej, mianowicie: mięsień naramienny przedni (A) i tylny (B), mięsień trójgłowy ramienia (C) oraz prostownik promieniowy długi nadgarstka (D). Mięśnie biorące czynny udział w napędzaniu wózka zostały wybrane na podstawie wcześniej przeprowadzonych badań, które opisano w pracy [4]. Eksperymenty we wstępnej części polegały na przystosowaniu uczestnika i podłączeniu elektrod pomiarowych na wybrane mięśnie. Następnie wymagane było wykonanie szeregu cykli napędowych według z góry ustalonego scenariusza badań. Wspólną zmienną w każdym z omawianych eksperymentów było przełożenie układu napędowego. Wartości przełożenia były różne – co wynikało z cech charakterystycznych każdej konstrukcji. Wybierano je jednak według tego samego klucza: jedno przełożenie redukujące  $p_1$ , jedno przełożenie multiplikujące  $p_3$  oraz jedno przełożenie neutralne bądź możliwie najbliższe neutralnemu  $p_2$ . Tak więc zawsze zachodziła zależność:  $p_1 > p_2 > p_3$ . Różnicami w badaniach było to, że w przypadku wózka z przekładnią planetarną analizowano dodatkowo wpływ kąta wzniosu wózka dla trzech wariantów  $k_1 < k_2 < k_3$ , za pomocą parametru INT (pole powierzchni pod wykresem EMG) oraz amplitudy sygnału EMG. Ponadto badanie wykonywano dla trzech różnych prędkości średnich wózka inwalidzkiego, które charakteryzowały

się zależnością:  $v_1 > v_2 > v_3$ . Natomiast w przypadku wózków z przekładnią łańcuchową i pasową analizowano jedynie zmiany przełożenia, aczkolwiek w rozważaniach uwzględniono także dodatkowe parametry cechujące sygnał EMG – metodyka ich wyznaczanie została omówiona w ramach rozdziału 3.5.2.4. W ramach prac badawczych analizie poddawano serię 10 wybranych faz napędowych w ramach pojedynczego wariantu eksperymentu. W badaniach wzięła udział grupa 10 ochotników. Szczegółowe omówienie metodyki badań można odnaleźć w [A5]. Na Rys. 33 i 34 przedstawiono wybrane wartości wyznaczonych pól (INT) powierzchni pod wykresem.



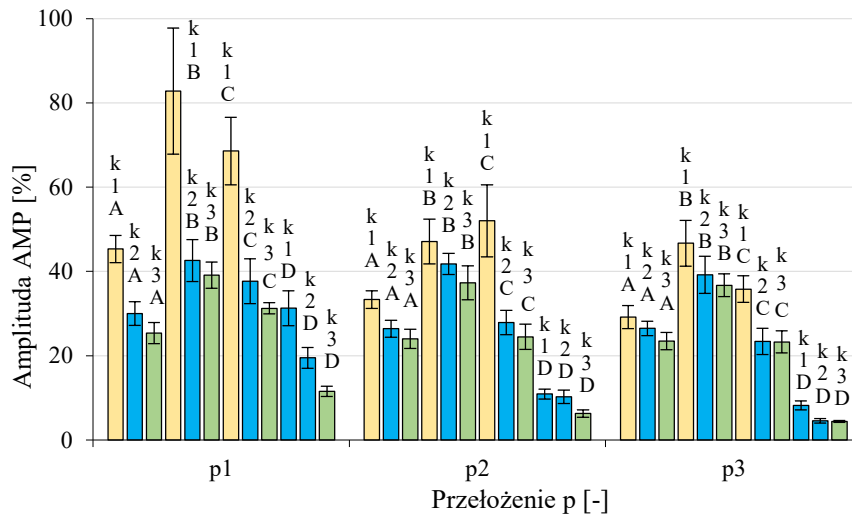
Rys. 33 Średnie wartości pola powierzchni pod wykresem (INT) dla prób pomiarowych  $v_2$ ,  $k_{1-3}$ ,  $p_{1-3}$ , dla mięśnia: prostownik długi nadgarstka (D); słupki błędów to  $\pm$ odchylenie standardowe



Rys. 34 Średnie wartości pola powierzchni pod wykresem (INT) dla prób pomiarowych  $v_2$ ,  $k_{1-3}$ ,  $p_{1-3}$ ; dla tylnej części mięśnia naramiennego (B); słupki błędów to  $\pm$ odchylenie standardowe, prostokąty to  $\pm$ błąd standardowy

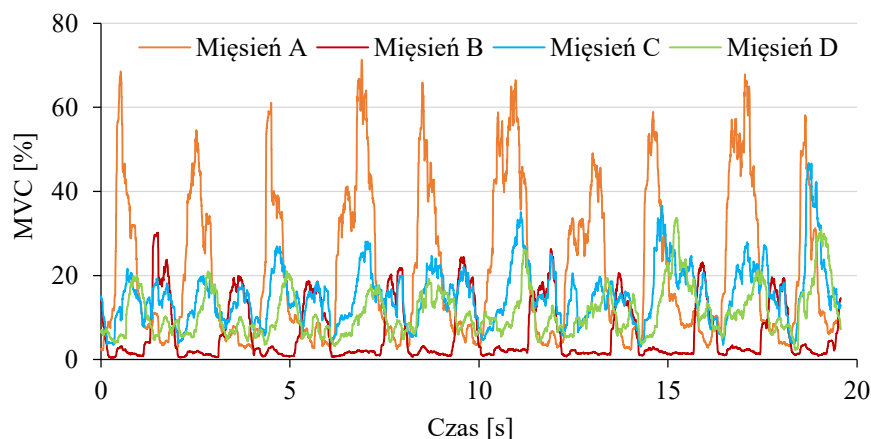
Analiza wykresów pozwala stwierdzić, że wysiłek użytkownika wózka (którego miarą jest pole powierzchni pod wykresem SA) zmniejsza się wraz ze zmniejszaniem się kąta nachylenia wózka oraz wzrostem przełożenia przekładni. Zmiany te zarejestrowano konsekwentnie dla każdej próby pomiarowej. Przeprowadzona analiza statystyczna pozwala stwierdzić, że zarówno zmiana kąta nachylenia wózka, jak również zmiana przełożenia jego układu napędowego oraz ich kombinacja mają wpływ na wyznaczone wartości pola powierzchni (INT) pod wykresemami EMG. Przeprowadzona analiza pozwala stwierdzić, że zaobserwowane zmiany są statystycznie istotne. Na Rys. 35 przedstawiono średnie wartości amplitud wartości sygnału EMG (AMP) dla wszystkich cykli napędowych dla prędkości  $v_2$ . Jak wynika z analizy zamieszczonych danych zmiany zachodzące w wartościach średnich amplitud sygnału EMG cechują się analogicznymi zmianami jak wartości pól powierzchni. Wysiłek mięśniowy wymagany do napędzania wózka inwalidzkiego rośnie wraz ze wzrostem kąta nachylenia wózka względem poziomu ( $k_1 > k_2 > k_3$ ). Jest to wynikiem pojawienia się i późniejszym wzrostem, tak zwanych, oporów wzniesienia. Dodatkowo przyrost nachylenia powoduje również zmianę tego w jaki sposób obciążane są poszczególne mięśnie osoby napędzającej wózek inwalidzki, ponieważ wpływa na kinematykę i geometrię układu człowiek-wózek inwalidzki. Obciążenie mięśni osoby napędzającej wózek inwalidzki rośnie wraz ze wzrostem przełożenia przekładni ( $p_1 > p_2 > p_3$ ). Jest to oczekiwany rezultat, ponieważ, jak wiadomo redukcja prędkości powoduje zwiększenie wartości wejściowego momentu obrotowego, który jest iloczynem średnicy ciągów oraz siły napędowej generowanej przez kończyny operatora. Przeprowadzone badania pokazały, że opracowany układ napędowy do ręcznego wózka inwalidzkiego pozwala zwiększyć jego efektywność w kontekście energochłonności poprzez możliwość dopasowania obciążenia użytkownika w zależności od jego możliwości fizycznych oraz aktualnego zapotrzebowania na moment napędowy. Sterowalna zmiana przełożenia układu pozwala ograniczyć wysiłek użytkownika. Stanowi to podstawę do zwiększenia dystansu (lub czasu) w ramach jakiego można korzystać z wózka. Mniejsza wartość przełożenia pozwala zmniejszyć trudności związane z pokonywaniem nierówności terenowych. Ułatwia również poruszanie się po podłożach o małej

twardości, zarówno wewnątrz (dywany i wykładziny) jak i na zewnątrz (trawnik, nieutwardzona droga gruntowa). Większa wartość przełożenia umożliwia efektywniejsze poruszanie się po nawierzchniach płaskich i utwardzonych, które zazwyczaj cechują ośrodki miejskie.



Rys. 35 Średnie wartości amplitud wartości sygnału EMG (AMP) dla wszystkich cykli napędowych dla prób pomiarowych v2; słupki błędów to  $\pm$  odchylenie standardowe,  $k_{1-3}$  to wartości kąta wzniesienia wózka, oznaczenia mięśni: mięsień naramienny przedni (A) i tylny (B), mięsień trójgłowy ramienia (C) oraz prostownik promieniowy długi nadgarstka (D)

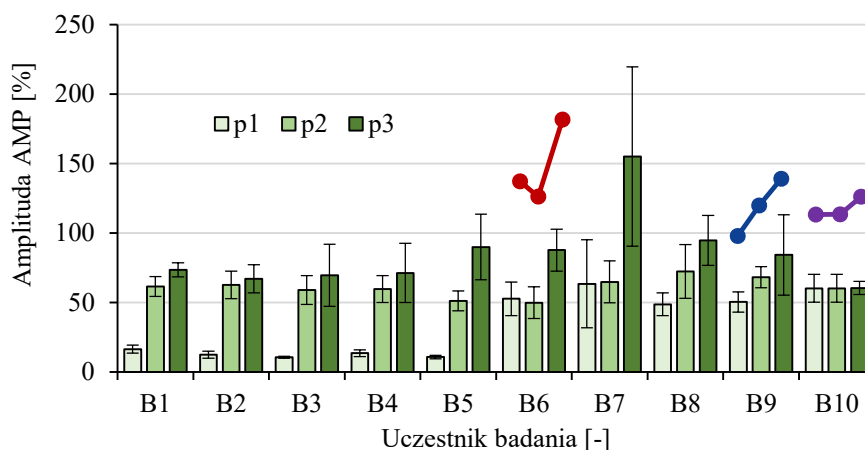
W kontekście wózków wykorzystujących przekładnię pasowa i łańcuchową, przeprowadzono badania dla zmiennego przełożenia, to jest dla:  $p_1 > p_2 > p_3$ . Nie analizowano przy tym różnych wariantów kąta wzniesienia oraz prędkości napędzania, ponieważ charakter ich wpływu został jakościowo określony w badaniach opisanych powyżej. Zamiast tego podjęto decyzję o bardziej szczegółowym zbadaniu parametrów rejestrowanych przebiegów EMG tak, aby określić zespół parametrów umożliwiających jego szczegółową analizę. Jako szczególnie istotne parametry przyjęto: wartość maksymalnej amplitudy (AMP), wartość skuteczną (RMS) sygnału EMG oraz pole powierzchni (INT) pod wykresem EMG dla pojedynczej fazy napędowej dla każdego badanego mięśnia (tak jak to opisano w ramach metodyki przedstawionej w rozdziale 3.5.2.4). Analogicznie jak wcześniej badaniu poddano 10 ochotników (którym przypisano oznaczenia od B1 do B10). Szczegółowe omówienie metodyki badań można odnaleźć w [A4]. Na Rys. 36 przedstawiono wybrane wyniki badań dla pomiarów EMG wykorzystujących wózek z napędem łańcuchowym dla wszystkich badanych mięśni.



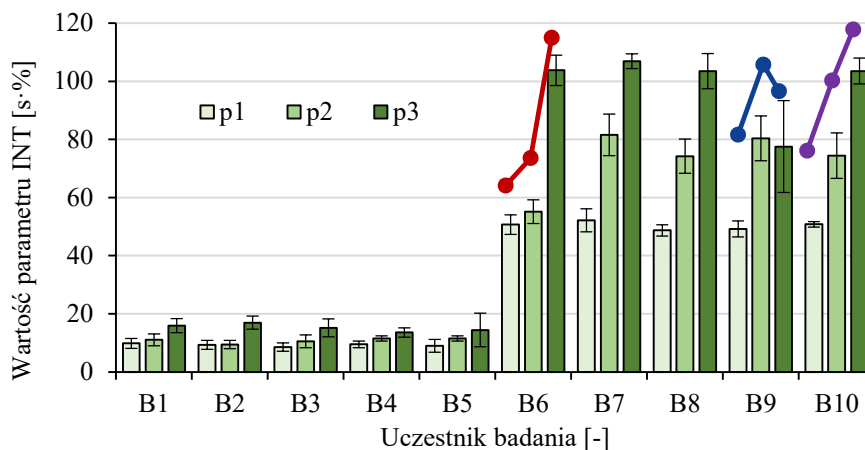
Rys. 36 Wybrane wyniki badań EMG; wózek z przekładnią łańcuchową, przełożenie  $p_3$ , uczestnik B1; oznaczenia mięśni: mięsień naramienny przedni (A) i tylny (B), mięsień trójgłowy ramienia (C) oraz prostownik promieniowy długi nadgarstka (D)

Analiza zamieszczonych wykresów pozwala zauważyć cykliczny charakter zarejestrowanych przebiegów EMG. Częstość ich występowania oraz czas trwania odpowiadają poszczególnym cyklom napędowym. Przebiegi dla poszczególnych mięśni (od A do D) są niejako przesunięte w fazie względem początku układu współrzędnych (czasu wynoszącemu  $t = 0$  s). Wynika to z faktu, iż poszczególne mięśnie pracują w różnym stopniu, w różnych momentach procesu napędzania. Spowodowane jest to uwarunkowaniami kończyn górnych, które wynikają z ich biomechaniki oraz krzywoliniowym torem ruchu napędowego będącym efektem zastosowania ciągów o okrągłym kształcie. Ponadto zarejestrowane wartości MVC różnią się w zależności od konkretnego mięśnia dla pojedynczego uczestnika badania (np. mięsień A i B), ale także dla konkretnego mięśnia w zestawieniu z innymi uczestnikami badania. Jest to spowodowane tym, że choć efekt (w postaci trajektorii i przemieszczenia) pracy kończyny górnej jest zbliżony (ponieważ częściowo jest on wymuszany geometrią ciągów, która pozostaje niezmienna) to wykorzystywane są w tym celu różne mięśnie i to w różnym stopniu. Wynika to między innymi z uwarunkowań fizycznych każdego z uczestników badania, w tym również stopnia sprawności fizycznej.

Zmiany zachodzące w zarejestrowanych wynikach zaobserwować na wykresach przedstawionych w ramach Rys. 37 i Rys. 38. Wysilek operatora wózka inwalidzkiego (mierzony za pomocą wartości parametru INT, ale także amplitudy AMP) zmniejszał się wraz ze zmniejszaniem się przełożenia układu napędowego ( $p1 < p2 < p3$ ). Jest to spowodowane zmianą obciążenia mięśni osoby napędzającej wózek inwalidzki. Wynika to bezpośrednio z faktu, iż zmniejszenie prędkości obrotowej zwiększa wartość wejściowego momentu obrotowego, będącego iloczynem średnicy ciągów i siły napędowej generowanej przez kończyny operatora. Porównanie wykresów przedstawionych na Rys. 37 i Rys. 38 pozwala zaobserwować istotną cechę zarejestrowanych danych. Szczegółowa analiza wyników z Rys. 37 – uczestnicy: B6, B9 i B10 w zestawieniu z wynikami na Rys. 38 dla tych samych uczestników dowodzi, że możliwe jest odstępstwo od ogólnego trendu rezultatów badań. Dla zwiększenia czytelności wybrane dane zostały na Rys. 37 i Rys. 38 dodatkowo oznaczone za pomocą czerwonej, niebieskiej i fioletowej linii. Wartości parametru AMP dla uczestnika B6 nie sugerują stale postępującego wzrostu – co ujawnia jednak parametr INT (analogiczne różnice można wskazać dla uczestników B9 i B10). **Na podstawie tej obserwacji można sformułować wniosek, że w zależności od grupy badanych osób, analiza pojedynczej wielkości cechującej sygnał EMG może być niewystarczająca. Zasadne jest wykorzystanie do jego oceny więcej niż jednej wartości charakterystycznej spośród stosowanych w przeprowadzonej analizie (wielkość pola pod wykresem przebiegu EMG, wartość skuteczna sygnału, amplituda sygnału).** Pełne zestawienie wyników wraz z omówieniem i pełną analizą można odnaleźć w [A4].



Rys. 37 Wartość amplitudy AMP dla poszczególnych przełożeń układu napędowego wózka inwalidzkiego dla wszystkich uczestników badania, wózek z przekładnią pasową, mięsień D



Rys. 38 Wartość parametru INT dla poszczególnych przełożeń układu napędowego wózka inwalidzkiego dla wszystkich uczestników badania, wózek z przekładnią łańcuchową, mięsień D

**Podsumowując, należy stwierdzić że przeprowadzone prace badawczo-rozwojowe pozwoliły na ocenę efektywności procesu napędzania prototypów ręcznych wózków inwalidzkich, wykorzystujących autorskie opracowania konstrukcyjne w aspekcie układu napędowego. Zebrane wyniki badań wraz z przeprowadzoną analizą statystyczną pozwalają z dużym prawdopodobieństwem stwierdzić, że zmiana nastawy układu napędowego badanych prototypów wpływa na zmianę obciążenia mięśni użytkownika wózka inwalidzkiego. Wobec tego zaprojektowane rozwiązania dają możliwość dopasowania obciążenia mięśni użytkownika (zmiany momentu napędowego) do aktualnego zapotrzebowania.**

Przeprowadziłem badania biomechaniki napędzania prototypu wózka inwalidzkiego z piastą wielobiegową według opracowanego przez mnie planu i metodyki. Prototyp ten został skonstruowany przez zespół, którego byłem członkiem. Brałem czynny udział w eksperymentach, przeprowadziłem obróbkę zarejestrowanych danych oraz analizę statystyczną, po czym sformułowałem wnioski. Kolejne dwa opracowane prototypy wózków inwalidzkich z przekładanymi cięgnowymi zostały poddane badaniom, których byłem pomysłodawcą, inicjatorem i wykonawcą. Opracowałem plan i metodykę badań oraz określiłem warianty eksperymentów. Zdefiniowałem zbiór parametrów na potrzeby analizy, który w późniejszym etapie posłużył do sformułowania wniosków. Zrekrutowałem ochotników i przeprowadziłem eksperymenty. Kolejno, obrobiłem zebrane dane i opracowałem je statystycznie. Przeprowadziłem gruntową analizę zdefiniowanych wcześniej parametrów oraz ich wzajemnej relacji i na tej podstawie sformułowałem wnioski.

#### Literatura:

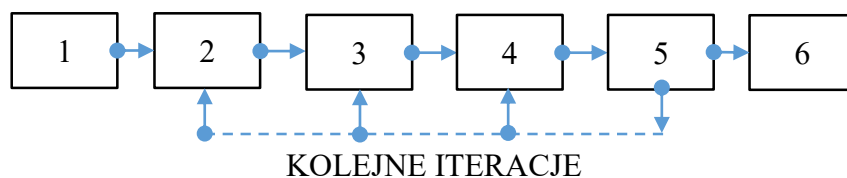
- [1] Wieczorek B., Kukła M., Wieczorek R.: Prototyp piasty wielobiegowej przekładniowej do ręcznych wózków inwalidzkich – konstrukcja i eksploatacja, *Autobusy : technika, eksploatacja, systemy transportowe*, nr 12, s. 825-830, 2018 r.
- [2] Wieczorek B., Kukła M., Warguła Ł.: Prototyp piasty wielobiegowej przekładniowej do ręcznych wózków inwalidzkich – wstępna analiza dynamiki ruchu wózka i biomechaniki ciała człowieka, *Autobusy : technika, eksploatacja, systemy transportowe*, nr 1-2, s. 419-423, 2019.
- [3] Wieczorek B., Zabłocki M., Multi-speed hub gear for manual wheelchairs; Patent nr PL223142B1, Warszawa 2014.
- [4] Kukła M., Wieczorek B., Warguła Ł.: Development of methods for performing the maximum voluntary contraction (MVC) test. *MATEC Web of Conferences*, vol. 157, 05015, s. 1-8, 2018.



### 3.5.5 Etap 5: Opracowanie metodyki projektowania wózków inwalidzkich na podstawie przeprowadzonych prac oraz przykład jej praktycznego zastosowania

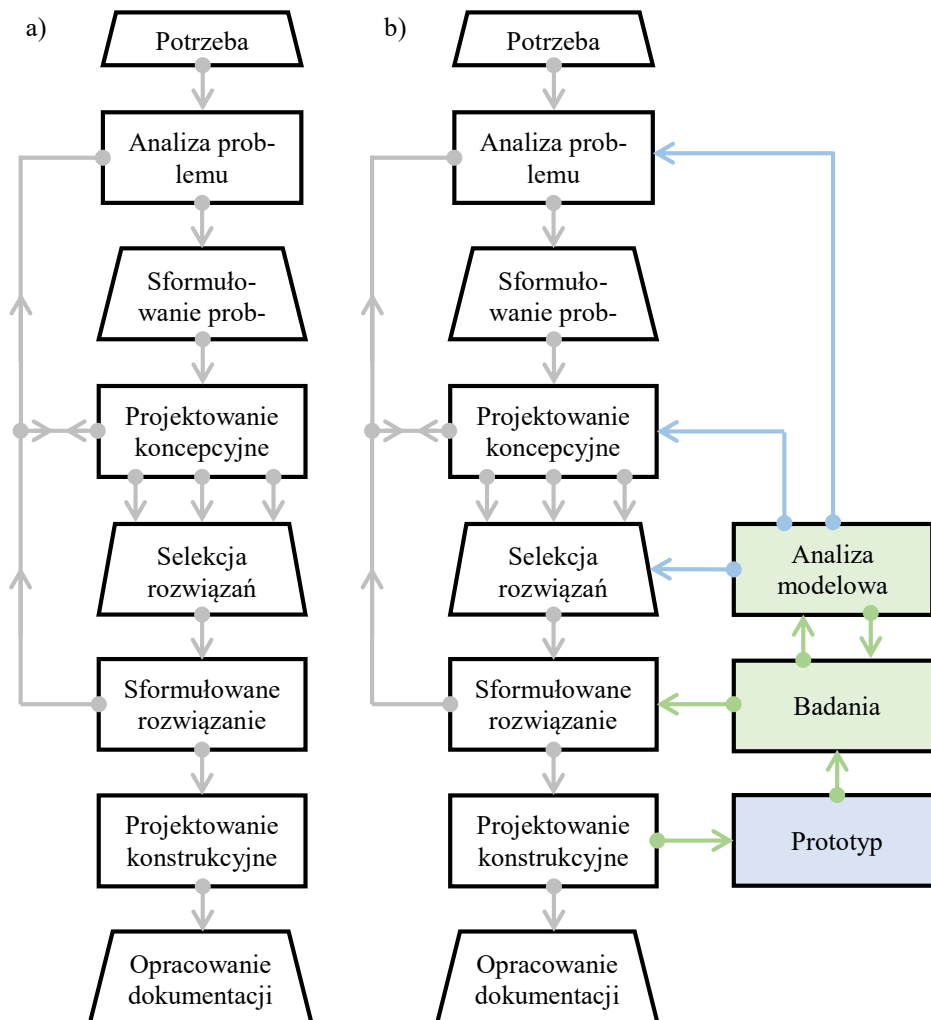
#### 3.5.5.1 Opracowanie metodyki procesu projektowania wózków inwalidzkich

W procesie projektowym wózków inwalidzkich za niezbędne należy uznać jednocześnie rozpatrywanie zarówno samego środka technicznego jak i jego użytkownika. Człowiek wraz z urządzeniem asystującym tworzą układ antropotechniczny, który charakteryzuje wzajemne oddziaływanie, w tym także relacje somatyczne i receptorowe [1]. Należy wskazać, że zostały opracowane metody projektowe, które uwzględniają takie podejście. Jako przykład podać można projektowanie zorientowane na człowieka (Human Center Design – HCD). Ten rodzaj podejścia do rozwiązywania problemów opisywany jest w normie ISO [2]. Uogólniając, podejście to postuluje uwzględnienie ludzkiej perspektywy w ramach każdego z etapów rozwiązywania danego zagadnienia. Innymi słowy można wskazać, że to człowiek jest centralnym ogniwem łączącym, które powoduje oddziaływanie na każdym stopniu realizacji przedsięwzięcia czy procesu. Norma [2] jest dość ogólna jako, że odnosi się nie tylko do inżynierii, a także do projektowania procesów, usług i systemów, ale i zarządzania. W ramach niniejszego opracowania należy odnieść się do niej w kontekście zagadnienia projektowo-konstrukcyjnego. Istotę działań w ramach projektowania zorientowanego na człowieka przedstawia Rys. 39.



Rys. 39 Współzależność działań projektowych skupionych na człowieku; opracowanie własne na podstawie [2]

Rozwiązanie zagadnienia konstrukcyjno-projektowego (1) rozpoczyna się od rozpoznania i analizy potrzeby (2). Umożliwia to następnie zdefiniowanie wymagań oraz ocenę ich istotności (3). Kolejnym punktem jest sformułowanie koncepcji i konstrukcji rozwiązania technicznego (4). Następnym punktem jest ocena rozwiązania technicznego (5) w kontekście sformułowanych wcześniej wymagań. Jeżeli na podstawie przeprowadzonej oceny stwierdza się niedostateczne spełnienie wymagań konieczne jest wykonanie kolejnej iteracji procesu. Co istotne, kolejna pętla iteracyjna może dotyczyć każdego z poprzednich kroków. Przeprowadzenie całego procesu pozwala otrzymać rozwiązanie techniczne spełniające wymagania użytkownika. Bardzo dobrym opracowaniem zawierającym opis przykładowych metod możliwych do wykorzystania w ramach punktów od (2) do (5) jest [4]. Z omawianym podejściem związane jest również pojęcie Projektowania dla Osób Niepełnosprawnych (PON). Jest to dyscyplina badań, która nie jest możliwa do opisanie w ramach klasycznego podejścia do projektowania zadaniowego [3]. W podejściu klasycznym problem może zostać dokładnie zdefiniowany, a następnie rozwiązany przy wykorzystaniu posiadanego doświadczenia. W przypadku PON zagadnienie to jest dużo trudniejsze, co wynika z jego wielokontekstowego charakteru [4]. W tradycyjnym zadaniowym projektowaniu technicznym konieczna jest znajomość potrzeb oraz cech, które są wspólne dla porównywanych procesów i zagadnień. Jednak proces projektowy w kontekście urządzeń rehabilitacyjnych i asystujących wymaga dodatkowo posiadania wiedzy o cechach użytkownika, jak na przykład: anatomicznych, fizjologicznych, psychicznych, itp. Celem realizacji procesu projektowego jest przekształcenie zbioru wymagań na cechy konstrukcji oraz właściwości produktu [4]. Schemat opisowego modelu konstruowania przedstawia Rys. 40 a). **Obserwacja i analiza rozwoju stanu techniki ręcznych wózków inwalidzkich, szczególnie w kontekście ich układów napędowych pozwala stwierdzić, że zachodzi potrzeba dalszego rozwoju procesu projektowego.** Z tego względu zaproponowano autorskie rozwinięcie modelu procesu projektowania, którego schemat przedstawia Rys. 40 b).



Rys 40. Metodyka konstruowania opisowego PON, opracowanie własne na podstawie [4]; a) model procesu projektowania według [5]; b) autorskie rozwinięcie modelu procesu projektowania

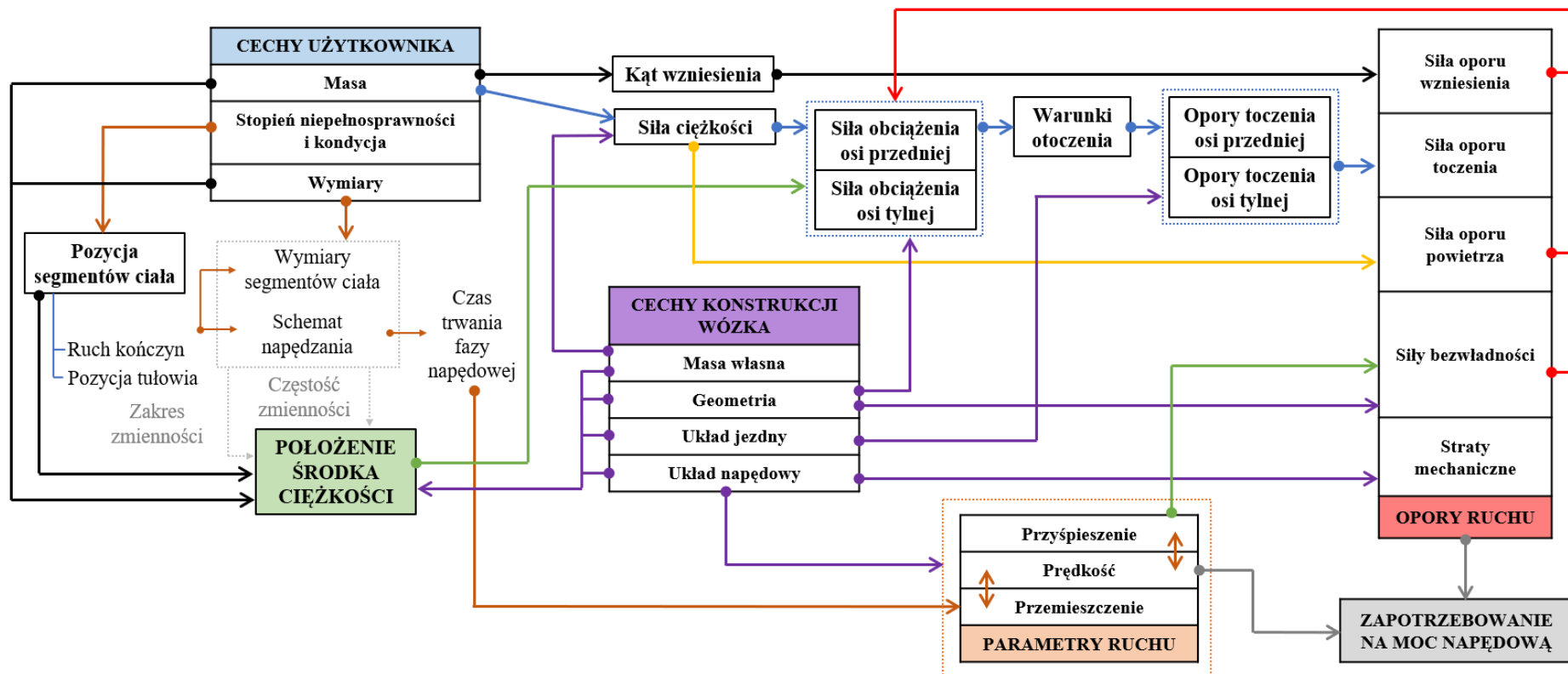
Główne postulaty zaproponowanej metodyki zakładają zintegrowanie w ramach klasycznego procesu konstrukcyjnego analizy modelowej oraz badań (eksploatacyjnych oraz biomechaniki). **Metodyka ta wskazuje miejsce badań układu człowiek-wózek inwalidzki oraz analizy modelowej w procesie rozwiązywania problemu projektowego. Przy czym udział obydwu w wymienionych czynnikach może być różny.** W pierwszej kolejności niezbędne jest określenie zakresu planowanych do przeprowadzenia badań, co pośrednio wynika z celu procesu poprojektowego. Konieczne jest zdefiniowanie najważniejszych cech konstrukcji, co stanowi podstawę do określenia zakresu badań. Należy podkreślić, że nie zawsze zachodzi konieczność przeprowadzania eksperymentów o szerokim zakresie. Możliwe w tym miejscu jest wykorzystanie wyników badań dostępnych w literaturze przedmiotu, między innymi tych które zostały przedstawione w ramach opracowań [A1-A7]. Zbiór zebranych danych wraz z cechami konstrukcji zdefiniowanymi w ramach sformułowanego rozwiązania może zostać wykorzystany na potrzeby przeprowadzenia analizy modelowej przy wykorzystaniu aparatu matematycznego przedstawionego w [A2] oraz [A4]. Prowadzenie badań eksperymentalnych oraz analiza modelowa powinny przebiegać równoległe do procesu konstruowania. Wykorzystanie zaproponowanego modelu matematycznego może posłużyć na potrzeby zaproponowania oraz selekcji rozwiązań. Natomiast badania eksperymentalne powinny zostać zorientowane na ocenę sformułowanego rozwiązania. Jak pokazuje Schemat na Rys. 30 b) proces ten może być powtarzany

iteracyjnie oddziałując w sposób ciągły na proces uszczegóławiania opracowywanej konstrukcji. Takie podejście pozwala na otrzymanie najbardziej efektywnego rozwiązania. Warto podkreślić w tym miejscu, że przedstawiona metodyka może również zostać wykorzystana do optymalizacji konstrukcji – w zależności od przyjętych kryteriów oraz funkcji optymalizacji.

Za korzystne należy uznać przeprowadzenie badań eksperymentalnych na prototypie rozwiązania technicznego. Opłacalność budowy prototypu jest często podnoszonym zagadnieniem i zależy od wielu czynników jak na przykład wielkość planowanej produkcji. Przeprowadzenie wstępnych badań oraz towarzysząca temu analiza modelowa dają możliwość budowy prototypu w kompletnym lub ograniczonym zakresie – w zależności od wymagań procesu projektowego oraz możliwości wykonawcy. Jednak w omawianym aspekcie, za szczególnie ważną należy uznać przede wszystkim możliwość eksperymentalnej weryfikacji wzajemnego oddziaływania człowieka oraz rozwiązania technicznego. Zasadnicza różnica pomiędzy opracowaną metodyką (Rys. 40 b), a podejściem klasycznym (Rys. 40 a), nie wynika tylko z postulatu budowy prototypu oraz poddaniu go badaniom. Takie podejście znane jest w obecnym stanie techniki. **W omawianym przypadku istotne jest przeprowadzenie badań z uwzględnieniem nie tylko cech technicznych prototypu, ale przede wszystkim cech biomechanicznych, które wynikają z eksploatacji takiego urządzenia przez użytkownika. Ponadto, za kluczową należy uznać analizę wyników takich badań pod kątem wzajemnych relacji i oddziaływania środka technicznego i człowieka ze względu na ilość i charakter wzajemnie występujących interakcji.** W tym kontekście, analiza wyników pomiarów biomechanicznych stanowi sposób oraz użyteczne narzędzie, które można wykorzystać do weryfikacji założeń i wypracowanych efektów w ramach poszczególnych etapów projektowych.

To kluczowe zadanie stanowi jednak skomplikowane zagadnienie. Czynnikiem określającym jego trudność jest nie tylko ilość wzajemnych relacji, ale także to, że są one ze sobą wzajemnie powiązane. Z tego względu w ramach opracowanej metodyki utworzono schemat wzajemnych relacji wielkości fizycznych i czynników biomechanicznych stanowiących parametry zaproponowanego modelu matematycznego, który przedstawia Rys. 41. Analiza przedstawionego schematu pozwala prześledzić w jaki sposób poszczególne parametry wpływają na zapotrzebowanie na moc napędową układu człowiek-wózek inwalidzki. Oczywiście, w ramach procesu projektowego istnieje możliwość oddziaływania na cechy konstrukcji wózka. Wpływają one pośrednio na szereg czynników (jak na przykład siły obciążające poszczególne osie wózka), aczkolwiek jak wynika z analizy schematu – w ogólnym przypadku niepomijalny jest wpływ cech użytkownika. **Za najważniejsze zagadnienie w tej kwestii uznać należy znajomość wzajemnych zależności i powiązań pomiędzy poszczególnymi parametrami. To podejście umożliwia bowiem świadomy dobór cech konstrukcyjnych projektowanego rozwiązania w taki sposób, aby w efektywnie wpływać tylko na wybrane z nich.**





Rys. 41 Schemat wzajemnych relacji wielkości fizycznych i czynników biomechanicznych stanowiących parametry zaproponowanego modelu matematycznego



**Za kluczowy postulat opracowanej metodyki projektowania należy uznać syntezę zagadnień w zakresie badań eksploatacyjnych, analizy modelowej i tych parametrów układu człowiek-wózek inwalidzki, które wpływają na zapotrzebowanie na moc napędową.** W oczywisty sposób objawia się więc kwestia dotycząca zakresu planowanych do przeprowadzenia badań oraz prac analitycznych. Zagadnienie to związane jest z bezpośrednio z doświadczeniem zespołu konstrukcyjnego. Wynika ono także z szeregu innych czynników jak planowana wielkość produkcji, dostępność technologii czy materiałów, itp. Elementy które w ogólnym przypadku należy uwzględnić w ramach proponowanej syntezy przedstawiono na schemacie na Rys. 42. Ukazuje on również sposoby gromadzenia informacji w ramach tego procesu.

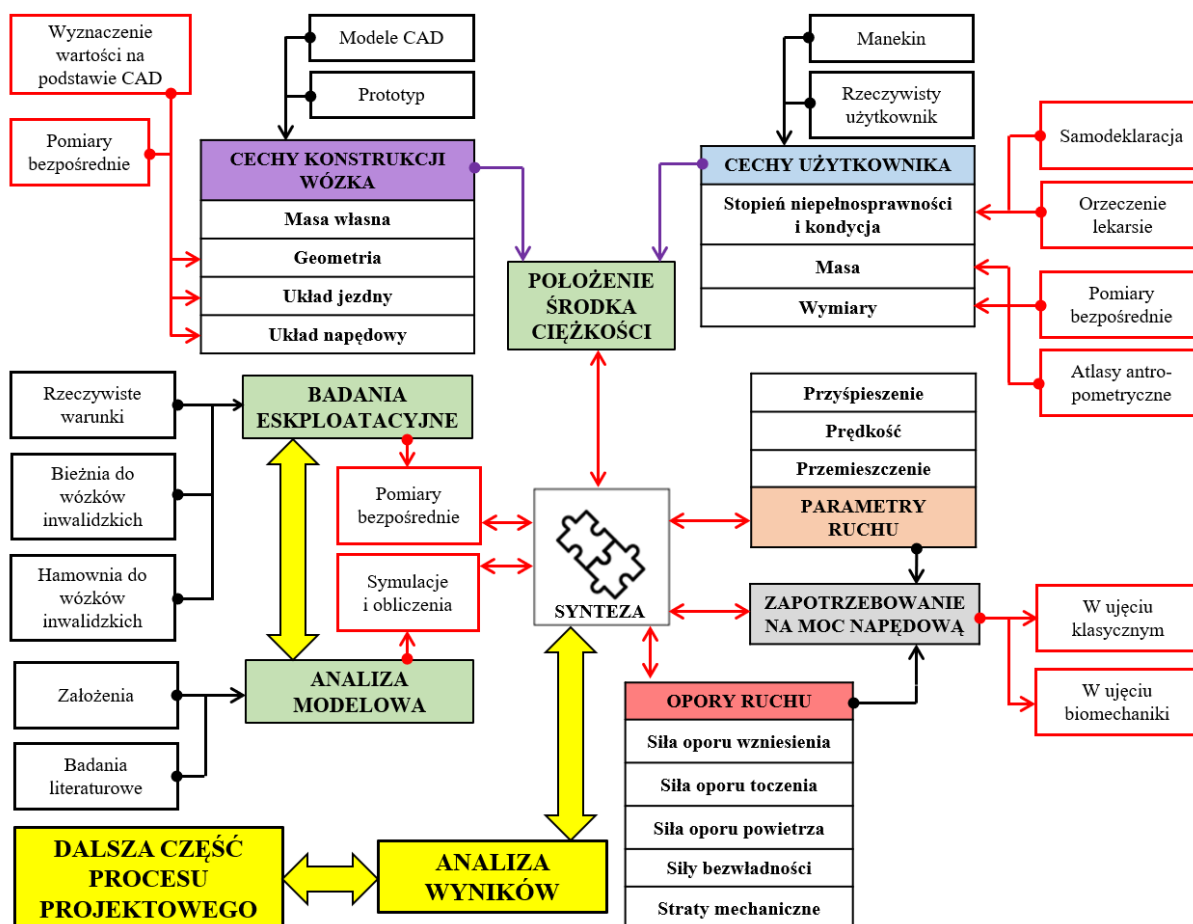
Cechy użytkownika mogą zostać określone na podstawie pomiarów bezpośrednich. Zasadne jest również wykorzystanie atlasów antropometrycznych. Zbiór informacji związanych ze stopniem niepełnosprawności oraz kondycją może zostać zgromadzony na podstawie wywiadu lub orzeczeń lekarskich. Ponadto w niektórych kwestiach można również odnieść się do znormalizowanego manekina, który symuluje użytkownika wózka inwalidzkiego, na przykład takiego jak opisano w ramach normy [6]. Cechy związane z konstrukcją wózka określane są w trakcie procesu projektowania i ulegają uszczegółowieniu wraz z postępowaniem tych prac. Szereg użytecznych informacji można uzyskać na podstawie pomiarów bezpośrednich i analizy komercyjnie dostępnych rozwiązań. Możliwe w tym przypadku jest także wykorzystanie prototypu. Istotnym narzędziem jest również oprogramowanie CAD, które pozwala na określenie pewnych cech konstrukcji na modelu wirtualnym. Połączenie zbioru danych związanych z cechami użytkownika i konstrukcją wózka niesie za sobą informację o położeniu środka ciężkości całego układu (oczywiście wymienione cechy wpływają także na inne parametry).

Kolejno konieczne jest określenie parametrów związanych z ruchem wózka w kontekście dynamiki. Pomiarów bezpośrednich, analiza literaturowa oraz przepisy i normy bezpieczeństwa umożliwiają określenie realistycznego zakresu wartości prędkości i przyspieszeń. Zdefiniowanie wymienionych powyżej zagadnień pozwala na określenie sił występujących w układzie, a w szczególności oporów ruchu. Pozwala to na określenie zapotrzebowania na moc napędową. W klasycznym ujęciu zapotrzebowanie na moc napędową definiuje moment napędowy i prędkość obrotowa. Jednak w ujęciu biomechaniki zagadnienie to należy analizować w odmienny sposób. Uwzględnienie czynnika ludzkiego i wynikająca z tego specyfika wymaga określenia mierzalnych parametrów związanych z wysiłkiem ludzkiego organizmu, takich jak na przykład EMG czy parametry metaboliczne. Analiza zapotrzebowania na moc napędową może posłużyć do oceny efektywności projektowanego rozwiązania.

Zdefiniowanie wymienionych parametrów pozwala na przeprowadzenie analizy modelowej. Niezbędny zbiór danych jest możliwy do uzupełnienia na podstawie badań literaturowych oraz założeń. Wyniki prac na modelu mogą posłużyć do oceny projektowanego rozwiązania. Mogą również zostać wykorzystane do określania parametrów konstrukcji – np. do określenia rozstawu osi kół wózka celem zapewnienia założonej wartości indeksu stabilności. Za szczególnie wartościowe należy uznać efekty przeprowadzenia badań eksploatacyjnych na prototypie. Można w tym celu wykorzystać eksperymenty w rzeczywistych warunkach. Takie podejście jednak cechuje największe zapotrzebowanie w kontekście zasobów i czasu. Problem ten częściowo można ograniczyć prowadząc badania laboratoryjne z wykorzystaniem komercyjnie dostępnych urządzeń, jak na przykład bieżni do wózków inwalidzkich. Specyfika pomiarów może również wymagać opracowania dedykowanego stanowiska badawczego – jak na przykład przedstawianej w ramach niniejszego opracowania hamowni do wózków inwalidzkich.



Ostatecznie, przeprowadzenie całego procesu pozwala na przeprowadzenie syntezy zebranych danych co umożliwi kompleksową analizę wyników. Wyniki oraz wnioski z przeprowadzonej analizy oddziałują na proces projektowy tak jak pokazano to w ramach schematu na Rys. 42. Synteza analizy modelowej i badań eksploatacyjnych powinna cechować się synergią. Odpowiednie rozpoznanie stanu wiedzy i techniki może skutkować zgromadzeniem wiedzy, którą należy zastosować na etapie projektowania. W efekcie można znacznie ograniczyć zakres potrzebnych do przeprowadzenia prac badawczych. Równoległe przeprowadzenie prac i analiz na modelu matematycznym może pozwolić na budowę prototypu w zakresie ograniczającym się na przykład tylko do wybranego układu czy zespołu części. Przedstawiana metodyka zakłada więc taki dobór planowanych do wykonania prac badawczych i modelowych, aby wzajemnie się uzupełniały ograniczając nakłady i niezbędne środki, jednocześnie maksymalizując efekty w kontekście procesu projektowego.



Rys. 42 Schemat opracowania i syntezy danych w zaproponowanej metodyce projektowania



**Podsumowując należy stwierdzić, że w ramach przeprowadzonych prac utworzono rozbudowaną metodykę projektowania wózków inwalidzkich. Potrzeba rozwinięcia tego procesu została określona na podstawie analizy aktualnego stanu techniki. Za szczególnie istotne należy uznać uwzględnienie w tym procesie badań biomechaniki. Dobór rodzaju analizowanych parametrów biomechanicznych oraz specyfika badań powinny być określone w taki sposób, aby uwzględniały typ urządzenia oraz cechy osób będących jego użytkownikami. Uwzględnienie w procesie tworzenia rozwiązania technicznego badań eksperymentalnych i analizy modelowej powinno pozwolić na lepsze dopasowanie konstrukcji do potrzeb i wymogów jego użytkowników. Wobec tego należy stwierdzić, że zrealizowano Cel 4 pracy wskazany w ramach rozdziału 3.4.**

W ramach omówionych w tym rozdziale efektów prac pozostają ich jedynym pomysłodawcą. Przeprowadziłem badania literaturowe oraz analizę stanu wiedzy w zakresie projektowania wózków inwalidzkich. Pozwoliło mi to na zaproponowanie rozwinięcia tego procesu z uwzględnieniem autorsko opracowanego modelu matematycznego oraz wypracowanej metodyki prowadzenia badań eksperymentalnych. Zdefiniowanie relacji i powiązań wielkości fizycznych oraz czynników biomechanicznych stanowiących parametry omawianego modelu dało podstawy do ułożenia schematu wzajemnego ich oddziaływania. Schemat ten może stanowić użyteczne narzędzie pomocne przy doborze cech konstrukcyjnych wózka inwalidzkiego. Dodatkowo celem uszczegółowienia schematu postępowania w ramach zaproponowanej metodyki utworzyłem schemat opracowania i syntezy danych. Pokazuje on, w sposób syntetyczny schemat możliwości pozyskiwania i łączenia wiedzy w procesie projektowym.

#### Literatura:

- [1] Winkler. T, Komputerowo wspomagane projektowanie systemów antropotechnicznych, Wyd. Naukowo-Techniczne, Warszawa, 2005.
- [2] ISO 9241-210: Ergonomics of human – system interaction - Part 210: Human-centred design for interactive systems
- [3] Branowski B., Rozwój metodologii projektowania technicznego (na przykładzie urządzeń technicznych dla osób niepełnosprawnych, Metody i techniki konstruowania), Wyd. Wrocławskiej Rady FSNT NOT, Wrocław, 2001.
- [4] Zabłocki M. Metodyka projektowania urządzeń technicznych dla osób niepełnosprawnych, draca doktorska, Politechnika Poznańska, 2002.
- [5] French M. J., Conceptual Design for Engineers, Design Council, Londyn, 1985.
- [6] ISO 7176-11:2012: Wheelchairs, Part 11: Test dummies

#### **3.5.5.2 Aplikacyjne wykorzystanie opracowanego procesu projektowego**

**Przykład wykorzystania opracowanej metodyki procesu projektowania urządzeń rehabilitacyjnych można odnaleźć w [A7].** Celem prezentowanej pracy badawczej było określenie wpływu masy i układu przestrzennego elementów układu napędowego elektrycznego wózka inwalidzkiego na zapotrzebowanie na moment obrotowy napędu oraz na zakres jego ruchu. Można zatem stwierdzić, że opracowanie to skupia się raczej na analizie zmian zachodzących w układzie wózka inwalidzkiego w efekcie wyboru różnych wariantów konstrukcyjnych, z pominięciem czynnika ludzkiego. Elementy układu elektrycznego, a w szczególności baterie oraz silniki posiadają znaczną masę w kontekście całego wózka inwalidzkiego. Większa masa poszczególnych części składowych zwiększa zapotrzebowanie na moment napędowy jako, że wpływa między innymi na opory toczenia. Dodatkowo również umiejscowienie dodatkowej masy w ramach układu jest istotne, jako że koła przedniej i tylnej osi posiadają różne opory toczenia. Tak więc położenie środka ciężkości na płaszczyźnie ruchu wpływa również

## **Autoreferat**

*dr inż. Mateusz Kukla*

*Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej*

*Instytut Konstrukcji Maszyn*



na zapotrzebowanie na moment napędowy. Analizowany zasięg ruchu wózków inwalidzkich określono w kontekście czasu pracy układu elektrycznego dla przyjętego wariantu masy oraz rozmieszczenia akumulatorów podczas ruchu z zadaną prędkością. Zbiór takich danych można wykorzystać do efektywniejszego doboru napędów elektromechanicznych i elementów wchodzących w skład takiego rozwiązania. **Zagadnienia zaprezentowane w artykule [A7] stanowią kontynuację szeroko pojętych prac badawczych autora nad wózkami inwalidzkimi. W kontekście niniejszego autoreferatu, stanowią one przykład praktycznego wykorzystania opracowanego zbioru metod pomiarowych oraz utworzonego modelu matematycznego. Ilustrują one sposób zastosowania i rozwinięcia modelu procesu projektowania (Rys. 40 b) w ramach kształtowania konstrukcji.**

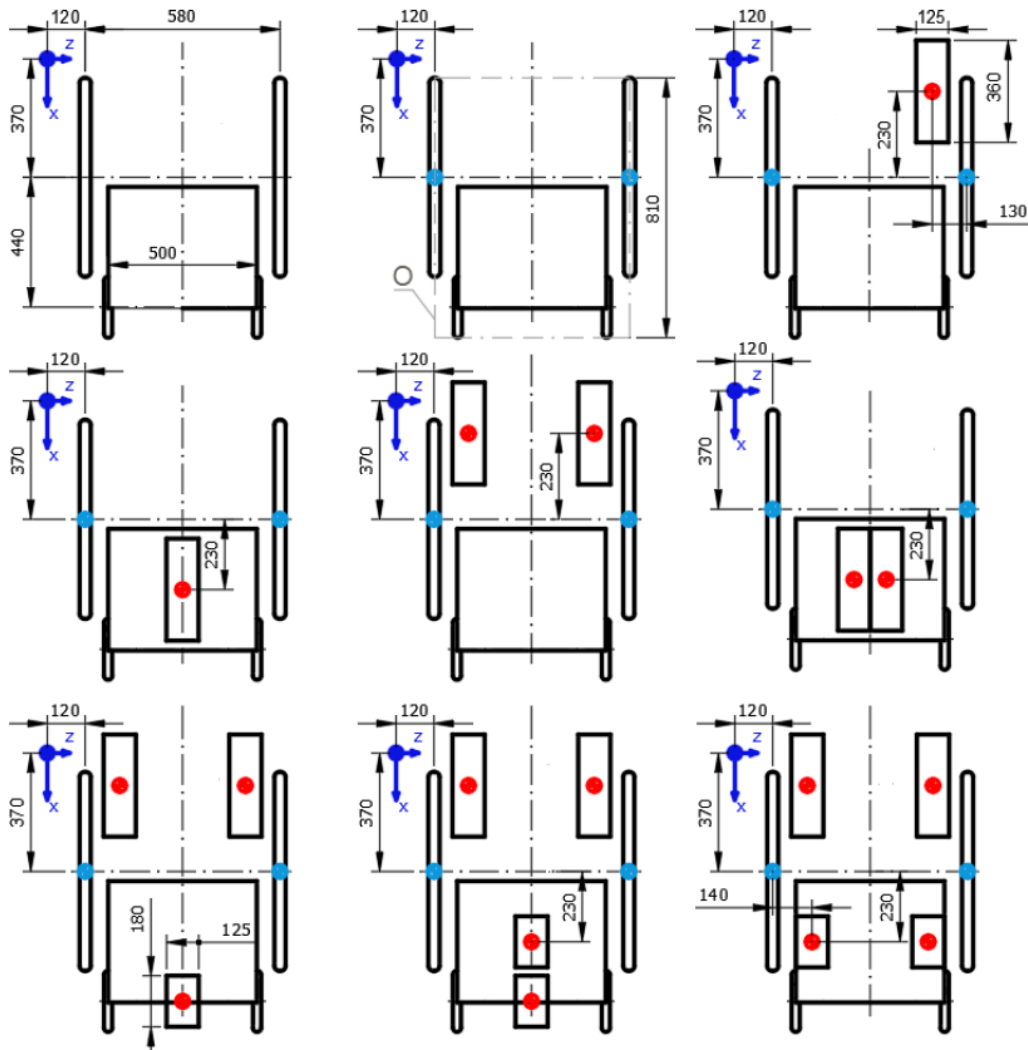
W pierwszej kolejności przeprowadzono badania położenia środka ciężkości wózka inwalidzkiego w zależności od różnego rozmieszczenia dodatkowej masy w ramach konstrukcji. Analizowane warianty konstrukcji przedstawiono na Rys. 43. Kolejno, w odniesieniu do rzeczywistej i opracowanej w ramach wcześniejszych prac konstrukcji wózka elektrycznego [A7] założono pojemność baterii elektrycznych [1] w zależności od ich masy. Następnie przyjęto charakterystykę silnika elektrycznego zgodnie z informacjami udostępnianymi przez producenta [2]. Zbiór tych równań zaimplementowano do środowiska do obliczeń numerycznych. Charakterystyki silnika uwzględniały wartości napięcia i natężenia prądu, prędkości obrotowej i sprawności w funkcji momentu obrotowego. Podsumowując – wyznaczano położenie środka ciężkości w zależności do wariantu konfiguracji wózka (zgodnie z metodyką opisaną w rozdziale 3.5.2.2), po czym przyjmowano prędkość ruchu wózka i na tej podstawie obliczano zapotrzebowanie na moment napędowy. Pozwalało to na wyznaczenie zapotrzebowania na moc mechaniczną. Znajomość zapotrzebowania na moc mechaniczną oraz pojemności baterii pozwalała na symulacyjne wyznaczenie czasu pracy układu. Szczegółowy opis zastosowanej metodyki badań i obliczeń można odnaleźć w pracy [A7].

## Autoreferat

dr inż. Mateusz Kukla

Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej

Instytut Konstrukcji Maszyn



Rys. 43 Warianty konfiguracji wózków inwalidzkich do testów i symulacji; O – zarys wózka inwalidzkiego; czerwone punkty reprezentują geometryczny środek baterii, niebieskie punkty reprezentują początek układu współrzędnych, jasnoniebieskie punkty przedstawiają geometrię środek tylnych kół

Wyniki przeprowadzonych analiz pozwalają stwierdzić, że wpływ ciężaru na badane parametry jest w przybliżeniu liniowy, natomiast wpływ prędkości jest funkcją kwadratową, co widać wyraźniej na Rys. 44 b). Natomiast położenie środka ciężkości na osi  $x$ , reprezentowane przez parametr  $a$  (według równania (5)), pozostaje w znacznie bardziej skomplikowanej zależności od zapotrzebowania na moment napędowy, co pokazuje płaszczyzna pokazana na Rys. 45. Wartość parametru  $a$  wydaje się mieć nieliniowy wpływ na zapotrzebowanie na moment napędowy [3]. Położenie środka ciężkości zależy od masy, ale także od geometrii całego układu [4], a zależność ta w ogólnym przypadku pozostaje skomplikowaną funkcją wynikającą z położenia środka masy w trzech wymiarach.

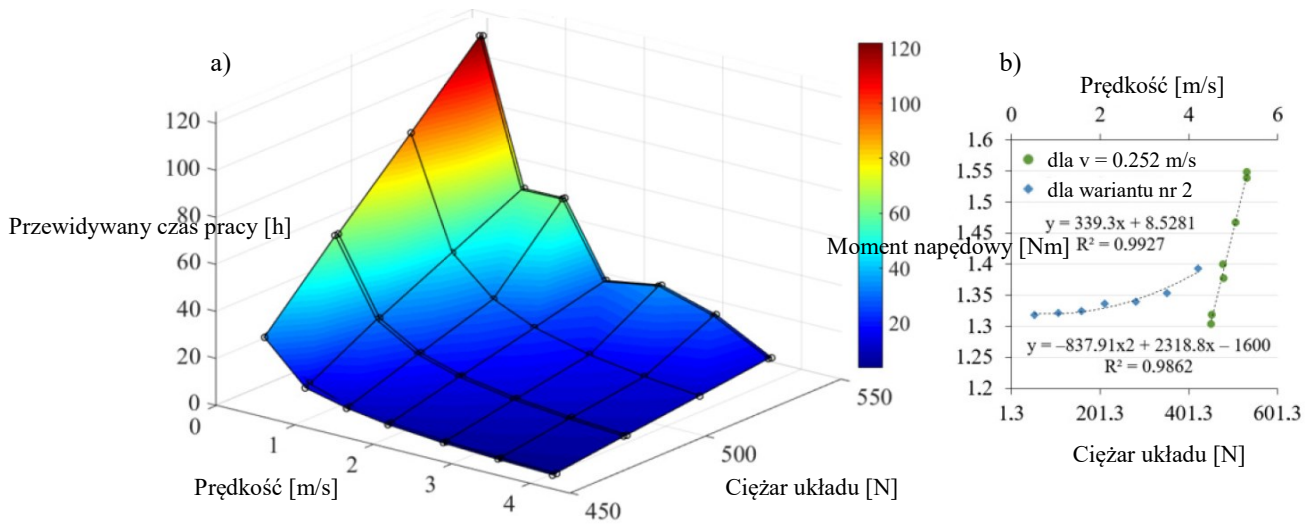


## Autoreferat

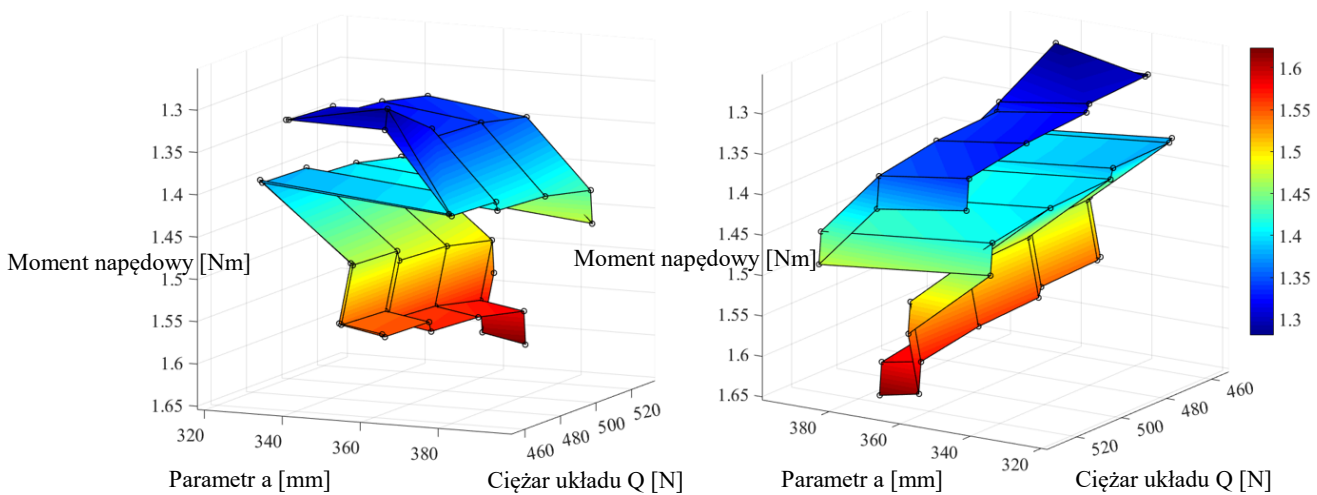
dr inż. Mateusz Kukla

Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej

Instytut Konstrukcji Maszyn



Rys. 44 Wyniki obliczeń symulacyjnych; a) Przewidywany czas pracy, b) moment napędowy – w funkcji założonej prędkości wózka oraz ciężaru układu



Rys. 45 Zapotrzebowanie na moment napędowy w funkcji wartości parametru  $a$  oraz ciężaru układu; płaszczyzna ukazana w dwóch rzutach dla zwiększenia czytelności

Wyniki symulacji pozwalają stwierdzić, że wraz ze wzrostem masy układu zwiększa się również czas pracy pomimo wzrostu zapotrzebowania na moment napędowy. Zwiększanie symulowanej prędkości ruchu wózka powoduje wzrost zapotrzebowania na moment napędowy i przewidywanego czasu pracy, przy czym zmiana ta jest w przybliżeniu funkcją kwadratową. Zbiór zarejestrowanych danych nie pozwala na jednoznaczne i bezpośrednie określenie charakteru wpływu wartości parametru  $a$  (odległość osi mniejszego koła od środka ciężkości) na zapotrzebowanie momentu obrotowego i pokrycie czasu pracy. Zagadnienie to pozostaje otwarte i wymaga dalszych badań. Można wskazać, że najkorzystniejszym przypadkiem z analizowanych konfiguracji wózka jest taki, w którym jak największa masa akumulatorów jest umieszczona jak najbliżej przednich kół. Szczegółowe omówienie wyników badań można odnaleźć w opracowaniu [A7].

## **Autoreferat**

*dr inż. Mateusz Kukla*

*Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej*

*Instytut Konstrukcji Maszyn*



**Podsumowując, należy w tym miejscu podkreślić kontekst zaproponowanego autorskiego rozwinięcia modelu procesu projektowania. Zgodnie z przedstawionymi postulatami, w ramach opisanych prac wykorzystano symulacje obliczeniowe, założenia przyjęte na podstawie literatury oraz rzeczywiste pomiary (przeprowadzone w ograniczonym zakresie), żeby finalnie uzyskać zbiór informacji istotnych z konstrukcyjnego punktu widzenia. Wszystkie badania, metody pomiarowe i przeprowadzone prace analityczne i modelowe wpisują się w opracowaną metodykę projektowania i mogą zostać wykorzystane w procesie projektowo-konstrukcyjnym. Na tej podstawie wskazać można ich znaczenie oraz istotny wkład w obszarze rozwoju środków lokomocji techniki asystującej, który stanowi synergiczne połączenie zagadnień z zakresu inżynierii mechanicznej oraz biomechaniki.**

W ramach omówionych prac byłem ich głównym pomysłodawcą. Przeprowadziłem modyfikację modelu matematycznego, w taki sposób, aby można go było zastosować do obliczeń konstrukcyjnych wózka inwalidzkiego z napędem elektrycznym. Zdefiniowałem zbiór parametrów, które następnie zostały poddane analizie. Umożliwiło mi to opracowanie planu i metodyki badań dla wybranych wariantów. Brałem udział w przeprowadzaniu eksperymentów, po czym obrobiłem zebrane dane, opracowałem je statystycznie, a także przeprowadziłem obliczenia symulacyjne. Na tej podstawie wyznaczyłem wyniki i sformułowałem wnioski.

## Literatura:

- [1] Goldern Motor. Dostępne online: <https://www.goldenmotor.com/magicpie/magicpie.html> (dostęp: 21.10.2021 r).
- [2] LiFePO4 Power Battery. Dostępne online: [https://www.miromax.lt/pl/m-6/c-28/c-29-akumulatory\\_do\\_el\\_rowera/product-454-li-ion\\_akumulator\\_36v\\_13ah\\_z\\_adowarka\\_i\\_akcesoria#product](https://www.miromax.lt/pl/m-6/c-28/c-29-akumulatory_do_el_rowera/product-454-li-ion_akumulator_36v_13ah_z_adowarka_i_akcesoria#product) (dostęp: 21.10.2021 r).
- [3] Al-Rawashdeh, Y.M., Elshafei, M.; Al-Malki M.F., In-flight estimation of center of gravity position using all-accelerometers. *Sensors*, vol. 14, s. 17567–17585, 2014.
- [4] Yu, Z., Wang, J., Simultaneous estimation of vehicle's center of gravity and inertial parameters based on Ackermann's steering geometry. *J. Dyn. Syst. Meas. Control*, vol. 139, 031006, 2017.





### **3.5.6 Syntetyczne ujęcie wkładu w rozwój dyscypliny naukowej: inżynieria mechaniczna.**

W ramach syntetycznego ujęcia wkładu moich osiągnięć w dyscyplinę naukową inżynieria mechaniczna wskazać należy:

1. Opracowanie ogólnego modelu matematycznego ruchu wózkiem inwalidzkim, uwzględniającym uwarunkowania dynamiczne i biomechaniczne.
2. Opracowanie nowych metod pomiarowych oraz synteza już istniejących w rozbudowany aparat matematyczny pozwalający na wyznaczenie położenia środka ciężkości w przestrzeni trójwymiarowej dla urządzenia wspomagającego mobilność wraz z użytkownikiem.
3. Określenie wpływu szeregu parametrów biomechanicznych (w szczególności zmiennej dynamiki ruchu w połączeniu ze zmiennym położeniem środka ciężkości) na siły obciążenia osi, zapotrzebowanie na moment napędowy i stabilność ruchu wózka inwalidzkiego.
4. Opracowanie autorskich rozwiązań układów napędowych wózków inwalidzkich wykorzystujących przekładnie mechaniczne.
5. Wykazanie możliwości dopasowania zapotrzebowania na moment napędowy, a poprzez to stopnia efektywności wózków inwalidzkich wykorzystujących opracowane rozwiązania.
6. Określenie grupy parametrów niezbędnych do analizy wysiłku fizycznego człowieka na podstawie pomiarów EMG podczas generowania napędu (lub innej czynności siłowo-wytrzymałościowej).
7. Opracowanie autorskiego rozwinięcia modelu procesu projektowania urządzeń rehabilitacyjnych, a w szczególności schematu opracowania i syntezy danych w zaproponowanej metodyce.
8. Wykazanie aplikacyjności zbioru opracowanych metod modelowych, badawczych i projektowych w procesie konstruowania.

Przedstawione w ramach niniejszego autoreferatu osiągnięcia są oryginalne w skali międzynarodowej. Dowodem tego może być to, że zostały one, między innymi, opublikowane w czasopiśmie z listy JCR. Ponadto efekty prowadzonych prac były również przedmiotem wystąpień na międzynarodowych konferencjach naukowych.



### 3.5.7 Podsumowanie

Podsumowując należy stwierdzić, że tematyka związana z opisanymi w niniejszym autoreferacie zagadnieniami stanowi rozszerzenie stanu wiedzy w zakresie projektowania wózków inwalidzkich. Przeprowadzone prace oraz ich efekty oddziałują w sposób perspektywiczny na rozwój badań dotyczących biomechaniki i kinematyki układów antropotechnicznych. W szczególności pozwalają na analizę sił i wzajemnego oddziaływania człowieka oraz obiektu technicznego o charakterze asystującym lub rehabilitacyjnym. Należy stwierdzić, że omawiane prace mają również istotny potencjał w zakresie prowadzenia badań na pograniczu zarówno dyscypliny inżynieria mechaniczna, ale także inżynierii biomedycznej. **Wszystkie cztery częściowe cele zdefiniowane w ramach rozdziału 3.4 zostały zrealizowane w ramach wykonania prac w pięciu etapach. W konkluzji należy stwierdzić, że zrealizowano cel naukowy pracy, którym było modelowanie dynamiki i badanie biomechaniki poruszania się wózkami inwalidzkimi zorientowane na analizę ich układów napędowych w aspekcie zwiększenia użyteczności i efektywności.**

Monotematyczny zbiór opracowań naukowych związanych z modelowaniem ruchu, opracowaną metodyką, a przede wszystkim autorsko rozwiniętym podejściem do projektowania urządzeń przeznaczonych dla osób dotkniętych niepełnosprawnością powiększa stan wiedzy w ramach dyscypliny inżynieria mechaniczna. Moja działalność naukowa umożliwiła opracowanie patentów na rozwiązania techniczne obejmujące różne aspekty związane z wózkami inwalidzkimi oraz szeroko pojętymi badaniami w tym zakresie. Prowadziłem także prace konstrukcyjne zorientowane na wytworzenie prototypów opracowanych wynalazków. Umożliwiło to nie tylko prowadzenie eksperymentów, ale w efekcie przyczyniło się także do poprawy funkcjonalności ręcznych napędów wózków inwalidzkich. Dowodem tego może być szereg nagród, które zostały przyznane w ramach międzynarodowych targach wynalazków.

Złożony oraz wieloaspektowy charakter podjętej przeze mnie tematyki badawczej stanowił przyczynę utworzenia interdyscyplinarnego zespołu badawczego. Zespół ten stanowi fundament, który pozwala na prowadzenie prac w ramach projektu: „Rzeczy są dla ludzi” pod moim przewodnictwem. Jest on zorientowany na szeroko pojęte badania w zakresie układów napędowych ręcznych wózków inwalidzkich.

Perspektywiczny charakter prowadzonych prac pozwala prognozować, że będą one kontynuowane. W przyszłości planowane jest rozszerzenie opracowanego modelu matematycznego w taki sposób, aby opisywał analizowany układ antropotechniczny w sposób przestrzenny, a nie jako zagadnienie płaskie. Równocześnie moją intencją są dalsze badania nad innowacyjnymi napędami ręcznymi dla wózków inwalidzkich.

## Autoreferat

dr inż. Mateusz Kukla

Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej

Instytut Konstrukcji Maszyn



## 4. Współpraca zagraniczna z jednostkami naukowymi

### • Litwa

**Jonas Matijošius** PhD: Department of Automobile Engineering, Faculty of Transport Engineering, Vilnius Gediminas Technical University, Wilno, Litwa.

Rodzaj współpracy – staż i publikacje:

[S4] Staż szkoleniowy	Faculty of Transport Engineering, Vilnius Gediminas Technical University	5 dni	06-10.06.2022 Wilno, Litwa
-----------------------	--	-------	-------------------------------

1. Warguła Ł., **Kukla M.**, Matijošius J.: Mechanical transmission in wheelchairs – an overview and proposal of an innovative concept, AIP Conf. Proc., 2976 (1): 020006, 2023. <https://doi.org/10.1063/5.0172790>

### • Kazachstan

**Yurchenko Vassiliy** PhD: Department of Technological Equipment Mechanical Engineering and Standardization, Faculty Mechanical Engineering, Karaganda Technical University, Karaganda, Kazachstan

**Kukesheva Aliya** PhD student: Department of transport equipment and logistic systems, Faculty Transport and Road, Karaganda Technical University, Karaganda, Kazachstan

Rodzaj współpracy – publikacje:

1. Warguła Ł., **Kukla M.**, Yurchenko V., Kukesheva A.: Analysis of the usability of rolling resistance measurement methods to study the mechanisms of some wheelchairs, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering – 2021, vol. 1199, s. 012063-1-012063-12

### • Mołdawia

**Valeriu Dulgheru**, PhD, Full professor, Head of Department at Technical University of Moldova

Rodzaj współpracy – staż:

[S2] Staż dydaktyczny na stanowisku nauczyciela akademickiego	Technical University of Moldova, 168, Stefan cel Mare Blvd., Central Building, office: 202, 2004 – Chisinau, Republic of Moldova, Department: Theory of Mechanisms and Parts of Machine, 9/8 Studentilor str., 2045 – Chishinau, <i>CEEPUS Mobility no.: M-PL-0033-1920-136919</i>	28 dni	01-29.02.2020 Kiszyniów, Mołdawia
---	--	--------	---

### **Autoreferat**

dr inż. Mateusz Kukla

Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej

Instytut Konstrukcji Maszyn



- **Bulgaria**

**Stefan Dishliev**, PhD, assistant professor, University Of Food Technologies, Department: Machines and Apparatus for Food Industry

Rodzaj współpracy – staż:

[S1] Staż dydaktyczny na stanowisku nauczyciela akademickiego	University of Food Technologies – Plovdiv, 26 Maritsa Blvd, 4002 – Plovdiv, Bulgaria, Department: Machines and Apparatus for Food Industry, <i>CEEPUS Mobility no.: M-BG-0703-1819-123273</i>	20 dni	01-21.12.2018 Plovdiv, Bułgaria
---	---	--------	---------------------------------------

- **Słowacja**

prof. Ing. **Ondrušová Darina** PhD: Alexander Dubček University of Trenčín. Faculty of Industrial Technologies in Púchov. Department of Materials Technologies and Environment, Puchov, Słowacja

prof. RNDr. **Marianna Pajtášová**, PhD: Alexander Dubček University of Trenčín. Faculty of Industrial Technologies in Púchov. Department of Materials Technologies and Environment, Puchov, Słowacja

Rodzaj współpracy – staż:

[S3] Staż dydaktyczny na stanowisku nauczyciela akademickiego	Alexander Dubček University of Trenčín, Faculty of Industrial Technologies in Puchov, Ivana Krasku 491, 020 01 Púchov-Horné Kočkovce, Slovak Republic	5 dni	21-25.02.2022 Puchov, Słowacja
[S7] Staż dydaktyczny na stanowisku nauczyciela akademickiego	University of Žilina, Strojnícka fakulta Žilinskej univerzity v Žiline, Katedry Aplikovanej Mechaniky, 010 26, Univerzitná 8215/1, 010 08 Žilina, Słowacja	4 dni	24-28.04.2023 Žilina, Słowacja

## **Autoreferat**

*dr inż. Mateusz Kukla*

*Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej*

*Instytut Konstrukcji Maszyn*



## **5. Współpraca krajowa z jednostkami naukowymi oraz przedstawicielami przemysłu**

- **Centrum Naukowo-Badawcze Ochrony Przeciwpóżarowej im. Józefa Tuliszkowskiego – Państwowy Instytut Badawczy w Józefowie**

mgr inż. Piotr Kaczmarczyk

Rodzaj współpracy – publikacje oraz zlecenia:

1. Warguła Ł., Krawiec P., **Kukla M.**, Wieczorek B., Kaczmarczyk P.: Innovations in chain-saws utilised as mechanical rescue devices, *Safety & Fire Technology* - 2020, vol. 55, no. 1, s. 142-153

2. [O2] **Realizacja prac zleconych:** Opracowanie koncepcji stanowiska do badania pomp i zespołów pomp pożarowych, Wieczorek B., Warguła Ł., Kukla M. (numer umowy: 0611/2022/28).

- **Uniwersytet Przyrodniczy w Poznaniu**

hab. inż. Krzysztof Koszela

Rodzaj współpracy – publikacje:

1. Gierz Ł., Warguła Ł., **Kukla M.**, Koszela K., Zwiachel T.: Computer Aided Modeling of Wood Chips Transport by Means of a Belt Conveyor with Use of Discrete Element Method, *Applied Sciences* - 2020, vol. 10, no. 24, s. 1-18

- **Harx Tooling sp. z o.o.**

[O3] Współpraca z firmą, która dostarcza kompleksowych rozwiązań maszyn i oprzyrządowania technologicznego dla różnych dziedzin przemysłu w zakresie przygotowywania dokumentacji techniczno-ruchowej.



## 6. Działalność dydaktyczna

- Prowadzone zajęcia dydaktyczne na Politechnice Poznańskiej:
  - **Geometria i grafika inżynierska:** ćwiczenia i projekt – kierunek: Mechanika i Budowa Maszyn – Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania – Wydział Inżynierii Środowiska i Energetyki oraz Wydział Automatyki Robotyki i Elektrotechniki
  - **Rysunek techniczny z elementami geometrii wykreślnej:** projekt i ćwiczenia – kierunek: Mechanika i Budowa Maszyn oraz Konstrukcja i Eksploatacja Środków Transportu, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu,
  - **Podstawy konstrukcji maszyn:** wykłady, projekt, laboratorium, ćwiczenia – kierunki Mechanika i Budowa Maszyn, Lotnictwo i Kosmonautyka Mechatronika, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania Wydział Maszyn Roboczych i Transportu
  - **Układy/Napędy Hydrauliczne i Pneumatyczne:** laboratorium, ćwiczenia – kierunki Mechanika i Budowa Maszyn, Transport, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania
  - **Mechanika analityczna:** ćwiczenia – kierunek Mechanika i Budowa Pojazdów, Wydział Inżynierii Lądowej i Transportu
  - **Mechanika stosowana:** ćwiczenia – kierunek Mechanika i Budowa Maszyn, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu
  - **Modelowane układów mechanicznych:** ćwiczenia – Mechanika i Budowa Maszyn, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania
  - **Inżynieria ortopedyczna i rehabilitacyjna:** projekt – Inżynieria Biomedyczna, Wydział Inżynierii Mechanicznej
  - **Fizyczne Aspekty Materialoznawstwa:** wykład – Transport, Wydział Inżynierii Lądowej i Transportu
  - **Podstawy projektowania elementów i zespołów maszyn:** ćwiczenia – Transport, Wydział Inżynierii Lądowej i Transportu
  - **Podstawy konstrukcji układów napędowych:** ćwiczenia – Konstrukcja i Eksploatacja Środków Transportu, Wydział Inżynierii Lądowej i Transportu
- **Prowadzenie zajęć dla studentów w ramach programu Erasmus (zajęcia w języku angielskim),** Modelling in Machine Design: projekt – Wydział Inżynierii Mechanicznej
- Promotorstwo prac dyplomowych na Wydziale Budowy Maszyn i Zarządzania (zmian nazwy Wydział Inżynierii Mechanicznej) oraz Wydziale Maszyn Roboczych i Transportu (zmiana nazwy na Wydział Inżynierii Transportu, kolejna zmiana nazwy Wydział Inżynierii Lądowej i Transportu) Politechniki Poznańskiej.

(stan na 05.07.2024 r.)

- Promotor prace inżynierskie: 20
- Promotor prace magisterskie: 5
- Recenzent prac inżynierskich: 21
- Recenzent prac magisterkich: 0

## **Autoreferat**

dr inż. Mateusz Kukła

Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej

Instytut Konstrukcji Maszyn



- **Promotor prac dyplomowych zakończonych publikacją, patentem lub zgłoszeniem patentowym:**
  - **(praca inżynierska)** Model i projekt koncepcyjny akumulatora energii kinetycznej / Maksymilian Rachel / **prom. Mateusz Kukła**, rec. Jan Górecki, 2020
    1. Numerical Model and an Analysis of Inertial Accumulator Operation under Selected Working Conditions / Mateusz Kukła, Maksymilian Rachel // Acta Mechanica et Automatica - 2022, vol. 16, no. 3, s. 286-291
  - **(praca magisterska)** Wytrzymałość elementów wytworzonych metodą druku przestrzennego na przykładzie połączeń gwintowych / Igor Sieracki / **prom. Mateusz Kukła**, rec. Grzegorz Ślaski, 2021
    1. Compression Strength of PLA Bolts Produced via FDM / **Mateusz Kukła**, Igor Sieracki, Wojciech Maliga, Jan Górecki // Materials - 2022, vol. 15, iss. 24, s. 8740-1-8740-16
  - **(praca magisterska)** Projekt koncepcyjny mechatronicznego układu napędowego uwzględniającego zmienny opór toczenia wspomagającego ręczny wózek inwalidzki / Daniel Mikołajczyk / **prom. Mateusz Kukła**, rec. Piotr Frąckowiak, 2022
    1. Rolling Resistance Measurements With the Minimisation of Inertia Influence, **M. Kukła**, D. Mikołajczyk // AIP Conference Proceedings – 2023, vol. 2976, is. 1, s. 1-8
- Publikacją, patentem lub zgłoszeniem patentowym ze studentami I, II i III stopnia oraz uczniami szkół średnich:
  - **Jakub Wojciech Szewczyk** – praca inżynierska
    1. The Problem of Removing Seaweed from the Beaches: Review of Methods and Machines / Łukasz Warguła, Bartosz Wieczorek, **Mateusz Kukła**, Piotr Krawiec, Jakub Wojciech Szewczyk // Water - 2021, vol. 13, no. 5, s. 736-1-736-11
    2. Zgłoszenie patentowe P.444037 – 10.03.2023 – Maszyna rozdrabniająca do drewna z wielonożowym mechanizmem tnącym. Autorzy: Warguła Ł., Majewski T., **Kukła M.**, Wieczorek B.
  - **Tomasz Majewski** – praca magisterska
    1. Zgłoszenie patentowe P.444037 – 10.03.2023 – Maszyna rozdrabniająca do drewna z wielonożowym mechanizmem tnącym. Autorzy: Warguła Ł., Majewski T., **Kukła M.**, Wieczorek B.
  - **Piotr Kaczmarzyk** – student, później doktorant wdrożeniowy Politechniki Poznańskiej zatrudniony w Centrum Naukowo Badawczym Ochrony Przeciwpożarowej im. Józefa Tuliszkowskiego – Państwowy Instytut Badawczy w Józefowie
    1. Innovations in chainsaws utilised as mechanical rescue devices / Łukasz Warguła, Piotr Krawiec, **Mateusz Kukła**, Bartosz Wieczorek, Piotr Kaczmarzyk (PP) // Safety & Fire Technology - 2020, vol. 55, no. 1, s. 142-153



## **Autoreferat**

*dr inż. Mateusz Kukła*

*Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej*

*Instytut Konstrukcji Maszyn*



- **Aliya Kukeshva** – doktorantka Karaganda Technical University, Karaganda, Kazachstan

1. Analysis of the usability of rolling resistance measurement methods to study the mechanisms of some wheelchairs / Łukasz Warguła, **Mateusz Kukła**, Vassiliy Yurchenko, Aliya Kukeshva // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering - 2021, vol. 1199, s. 012063-1-012063-12

- **Aleksandra Biszczyk** – doktorantka Politechniki Poznańskiej

1. Determining the Coefficient of Friction of Wood-Based Materials for Furniture Panels in the Aspect of Modelling Their Shredding Process / **Mateusz Kukła**, Łukasz Warguła, Aleksandra Biszczyk // Wood Research - 2021, vol. 66, no. 5, s. 789-805

2. The Influence of Density on the Value of Young's Modulus for Dry Ice / Aleksandra Biszczyk, Krzysztof Wałęsa, **Mateusz Kukła**, Jan Górecki // Materials - 2021, vol. 14, no. 24, s. 7763-1-7763-12

3. Numerical Modeling of the Mechanical Characteristics of the Magnetorheological Elastomers / **Mateusz Kukła**, Krzysztof Talaśka, Aleksandra Biszczyk, Jan Górecki // MATEC Web of Conferences - 2022, vol. 357, s. 06001-1-06001-12

- **Tomasz Zwiachel** – student Politechniki Poznańskiej

1. Computer Aided Modeling of Wood Chips Transport by Means of a Belt Conveyor with Use of Discrete Element Method / Łukasz Gierz, Łukasz Warguła, **Mateusz Kukła**, Krzysztof Koszela, Tomasz Zwiachel // Applied Sciences - 2020, vol. 10, no. 24, s. 1-18

- **Filip Markiewicz** – doktorant Politechniki Poznańskiej

1. Impact of Compressed Natural Gas (CNG) Fuel Systems in Small Engine Wood Chippers on Exhaust Emissions and Fuel Consumption / Łukasz Warguła, **Mateusz Kukła**, Piotr Lijewski, Michał Dobrzyński, Filip Markiewicz // Energies - 2020, vol. 13, no. 24, s. 6709-1-6709-21

2. Influence of Innovative Woodchipper Speed Control Systems on Exhaust Gas Emissions and Fuel Consumption in Urban Areas / Łukasz Warguła, **Mateusz Kukła**, Piotr Lijewski, Michał Dobrzyński, Filip Markiewicz // Energies - 2020, vol. 13, no. 13, s. 3330-1-3330-22

3. Influence of the Use of Liquefied Petroleum Gas (LPG) Systems in Woodchippers Powered by Small Engines on Exhaust Emissions and Operating Costs / Łukasz Warguła, **Mateusz Kukła**, Piotr Lijewski, Michał Dobrzyński, Filip Markiewicz // Energies - 2020, vol. 13, no. 21, s. 5773-1-5773-17

- **Michał Kończak** – doktorant Politechniki Poznańskiej

1. Considerations for the Design of a Wheelchair Dynamometer concerning a Dedicated Braking System / Michał Kończak, **Mateusz Kukła**, Łukasz Warguła, Dominik Rybarczyk, Bartosz Wieczorek // Applied Sciences - 2023, vol. 13, iss. 13, s. 7447-1-7447-11

2. Zgłoszenie patentowe: **Kukła M.**, Kończak M., Wieczorek B., Warguła Ł., Rybarczyk D.: Hamownia do wózków inwalidzkich, Patent numer: PAT 2422, Zgłoszenie numer: P.444414, 18.04.2023



## **Autoreferat**

*dr inż. Mateusz Kukla*

*Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej*

*Instytut Konstrukcji Maszyn*



**3.** The study of mechanical properties of magnetorheological elastomers under compressive stress / **Mateusz Kukla**, Aleksandra Fierek, Maciej Berdychowski, Michał Kończak // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering - 2020, vol. 776, s. 012097-1-012097-8

**4.** Drgania samowzbudne w maszynach pozadrogowych / Michał Kończak, **Mateusz Kukla**, Krzysztof Talaśka // Mechanik - 2019, nr 8-9, s. 574-576

**5.** Zgłoszenie patentowe: **Kukla M.**, Kończak M.: Mechanizm przekładni tarczowej dla wózka inwalidzkiego z napędem ciągowym, Zgłoszenie patentowe w Urzędzie Patentowym RP, nr. P.444415, 14.04.2023

**6.** Determination of the vibration emission level for a chipper with combustion engine / Michał Kończak, **Mateusz Kukla**, Łukasz Warguła, Krzysztof Talaśka // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering - 2020, vol. 776, s. 012007-1-012007-8

Przygotowanie rozdziałów monografii wieloautorskiej o charakterze dydaktycznym dla przedmiotów na specjalności Inżynieria Biomedyczna. Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives / red. Bartosz Wieczorek - Radom, Polska. Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, 2019

Prowadzenie zajęć dydaktycznych w międzynarodowych jednostkach naukowo-dydaktycznych:

- 18 h – University of Food Technologies – Plovdiv, Bułgaria.
- 18 h – Technical University of Moldova, Kyszyniów, Mołdawia.
- 8 h – Alexander Dubček University of Trenčín, Puchov, Słowacja.
- 24 h – Technical University of Cluj-Napoca, Cluj-Napoca, Rumunia.
- 8 h – University of Žilina, Žilina, Słowacja.

Udział w programie Noc Naukowców:

- Warsztaty: „Czy moja podłoga Jest śliska?” – podczas Nocy Naukowców w dniu 27 września 2019 r.
- Warsztaty: „Przechwytywanie ruchu – motion capture” – podczas Nocy Naukowców w dniu 27 września 2019 r.

Pomoc w organizacji lub udział w studenckich seminariach naukowych np.:

- Projektowanie Mechatroniczne, (organizator: Katedra Podstaw Konstrukcji Maszyn, Politechnika Poznańska)
- Międzyuczelniane Seminarium Kół Naukowych i Studiów Doktoranckich „Inżynieria Wytwarzania”, (organizator: Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa w Kaliszu)
- Studencka Sesja Naukowa, (organizator: Wydziału Maszyn Roboczych i Transportu, Politechnika Poznańska)

Działania na rzecz infrastruktury dydaktycznej:

- regeneracja modeli dydaktycznych do sali przeznaczonej do rysunku technicznego,
- przygotowywanie plansz dydaktycznych do sali przeznaczonej do rysunku technicznego,
- przygotowywanie plansz dydaktycznych do laboratorium przeznaczonego do podstaw konstrukcji maszyn,

### **Autoreferat**

*dr inż. Mateusz Kukła*

*Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej*

*Instytut Konstrukcji Maszyn*



- przygotowanie stanowisk laboratoryjnych do laboratorium hydrauliki i pneumatyki,
- przygotowanie stanowisk laboratoryjnych do laboratorium z budowy maszyn i urządzeń przemysłowych.

**[O1] Opieka nad studentami w ramach Szkoły Letniej** (staż dla studentów z Indii) – prowadzenie zajęć teoretycznych i praktycznych. W ramach tej współpracy opublikowano opracowanie:

1. Designing of the machine for cutting transport belts: conceptual works / Aashutosh Kale, Aleksandra Biszczanik, Krzysztof Wałęsa, **Mateusz Kukła**, Maciej Berdychowski, Dominik Wilczyński // Acta Mechanica et Automatica - 2020, vol. 14, no. 3, s. 144-153

**[O4] Promotor pomocniczy** – mgr inż. Michał Kończak, student Szkoły Doktorskiej PP. Praca doktorska pod roboczym tytułem: „**Studium rozwoju innowacyjnego układu napędowego ręcznego wózka inwalidzkiego**”



## 7. Działalność organizacyjna

- Współorganizator wycieczek dla specjalności Mechatronika do zakładów produkcyjnych Volkswagen Poznań.
- Członek Centralnego Uczelnianego Zespołu Rekrutacyjnego Politechniki Poznańskiej w 2016.
- [Cz1] Członek Stowarzyszenia Polskich Racjonalizatorów i Wynalazców od 2023.
- [KO1] Członek komitetu organizacyjnego konferencji: The 27th International Polish – Slovak Conference on Machine Modelling and Simulations 2022, Rydzyna 5-8.09.2022
- [E1, E2, E3] Edytor akademicki w czasopismach naukowych: Symmetry, wydanie specjalne pt. „Symmetry and Asymmetry in Biomechanics” oraz Machines, wydanie specjalne pt. „Advances in Automatic Control”.
- [R1] Recenzent prac 50 prac naukowych w czasopismach, rozdziałach monografii a także materiałach konferencyjnych o charakterze międzynarodowym. Wśród czasopism (R1) wyróżnić można na przykład: Journal of Mechanics of Materials and Structures, Journal of Intelligent Material Systems and Structures, Iranian Polymer Journal, Applied Sciences, Sensors, Materials, Biomedical Human Kinetics, Sustainability, Journal of Computational Methods in Sciences and Engineering, BioResources, Biomechanics, Fuel Processing Technology, Journal of Clinical Medicine, Signals, Reviews on Advanced Materials Science, Mathematical Problems in Engineering, Nanotechnology Reviews, Healthcare, Journal of Functional Morphology and Kinesiology, Journal of the Mechanical Behavior of Materials, Advances in Civil Engineering, Symmetry, Materials Today: Proceedings, Micromachines, Journal of Engineering Research and Reports, International Journal of Environmental Research and Public Health, International Research Journal of Public and Environmental Health, Materials Research, Wood Material Science and Engineering, Journal of Biomechanical Engineering. Wśród materiałów konferencyjnych wyróżnić można: AIP Conference, MANUFACTURING - International Scientific-Technical Conference 16-19.05.2020 Poznań, Poland. Wśród rozdziałów monografii wyróżnić można: Inżynieria Wytwarzania (wskazane w ramach punktu 9.)
- Kierownik projektów naukowych (DSMK i SBAD – projekty w ramach działalności statutowej Politechniki Poznańskiej)

Nr.	Tytuł	Organizacja	Numer	Czas trwania
1.	<i>Badania właściwości układu jeźdnego środków lokomocji techniki asystującej</i>	Politechnika Poznańska – subwencja na utrzymanie i rozwój potencjału badawczego	05/53/DSMK/0097	01.06.2018 31.12.2018
2.	<i>Badania właściwości materiałowych elastomerów magnetoreologicznych</i>	Politechnika Poznańska – subwencja na utrzymanie i rozwój potencjału badawczego	05/53/SBAD/0103	01.06.2019 31.12.2019
3.	<i>Innowacyjne Układy Napędowe Wózków Inwalidzkich – Projekt, Prototyp, Badania</i>	Narodowe Centrum Badań i Rozwoju	Rzeczy są dla ludzi/0004/2020	01.08.2021 31.07.2025

**Autoreferat**

dr inż. Mateusz Kukla

Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej

Instytut Konstrukcji Maszyn

**8. Działalność przed i po doktoracie**

Wykaz dorobku naukowego uzyskane przez i po uzyskaniu stopnia naukowego doktora nauk technicznych:

Wykaz osiągnięć, w zestawieniu sumarycznym	Przed doktoratem	Po doktoracie	Łącznie
Publikacje naukowe w czasopismach o zasięgu międzynarodowym	17	66	83
Wygłoszenie referatów na konferencjach międzynarodowych i krajowych	9	9	18
Kierowanie międzynarodowymi i krajowymi projektami badawczymi oraz udział w takich projektach	7	10	17
Staże w zagranicznych i krajowych ośrodkach naukowych lub akademickich	0	8	8
Rozdziały w monografiach	2	4	6
Udzielone patenty, zgłoszenia patentowe międzynarodowe i krajowe międzynarodowe i krajowe	1	16	17
Międzynarodowe i krajowe nagrody za działalność naukową lub artystyczną naukową lub artystyczną	0	42	42
Otrzymane pozostałe nagrody i wyróżnienia	1	5	6
Opieka naukowa nad studentami	0	25	25
Recenzowanie publikacji w czasopismach międzynarodowych i krajowych	0	51	51
Zgłoszenia patentowe	0	23	23

Rodzaj dorobku naukowego	Przed doktoratem		Po doktoracie	
	Sumaryczna punktacja MEiN	Sumaryczny Impact factor	Sumaryczna punktacja MEiN	Sumaryczny Impact factor
Artykuły naukowe	159(B)	0	4140	109,26
Patenty	25	-	975	-
<b>ŁĄCZNIE</b>	<b>184</b>	<b>0</b>	<b>5115</b>	<b>109,26</b>

## Autoreferat

dr inż. Mateusz Kukla

Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej

Instytut Konstrukcji Maszyn



## 9. Potwierdzenia z baz bibliometrycznych

Wskaźniki oceny dorobku naukowego z dnia 30.07.2024

Źródło	Liczba publikacji	Liczba cytowań (bez autocytowań)	Indeks Hirscha (H) (bez autocytowań)
Scopus (Sco)	55	570/(475)	14/(13)
Web of Science (WoS)	48	429/(347)	12/-
Google Scholar (GSch)	97	886/-	18

- Potwierdzenie z bazy danych Scopus

### Kukla, Mateusz

Politechnika Poznańska, Poznan, Poland 57189459015 <https://orcid.org/0000-0003-3456-3824> [View more](#)

570

Citations by 338 documents

55

Documents

14

h-index [View h-graph](#)

[View all metrics >](#)

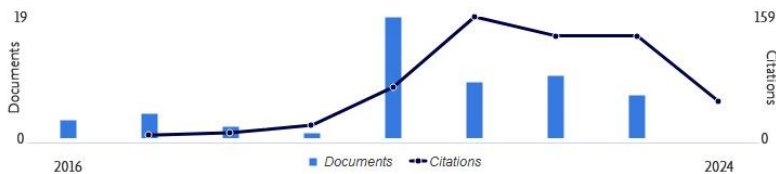
[Set alert](#)

[Save to list](#)

[Edit profile](#)

[More](#)

#### Document & citation trends



#### Most contributed Topics 2019–2023

Spinal Cord Injury; Manual Wheelchair; Athletes  
16 documents

Injector; Diesel Engine; Mechanical Engineering  
6 documents

Carbon Dioxide; Belts; Shaft  
6 documents

[Analyze author output](#) [Citation overview](#)

[View all Topics](#)

#### Kukla, Mateusz

Politechnika Poznańska, Poznan, Poland  
Author ID:57189459015

Analyze documents published between: 2016 to 2024

[Update Graph](#)

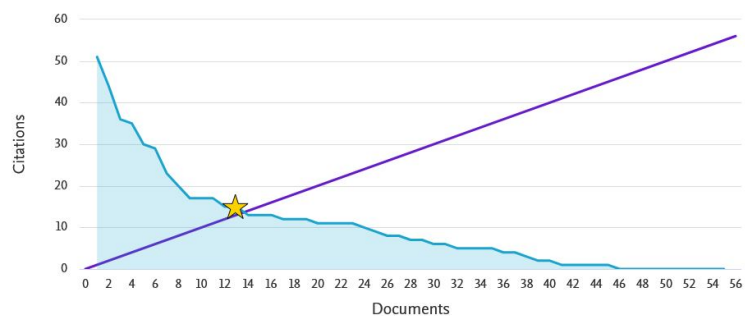
Documents Citations Title

Rank	Citations	Title
1	51	The Determination o...
2	44	Impact of compresse...
3	36	Influence of the use ...
4	35	Energy consumption...
5	30	Fuel consumption te...
6	29	Influence of Innovati...
7	23	Impact of number of...
8	20	Reduction in operati...
9	17	Symmetric nature of ...

#### This author's h-index

13

The h-index is based upon the number of documents and number of citations.



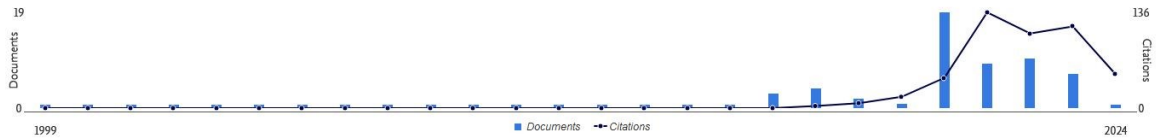


Citation overview

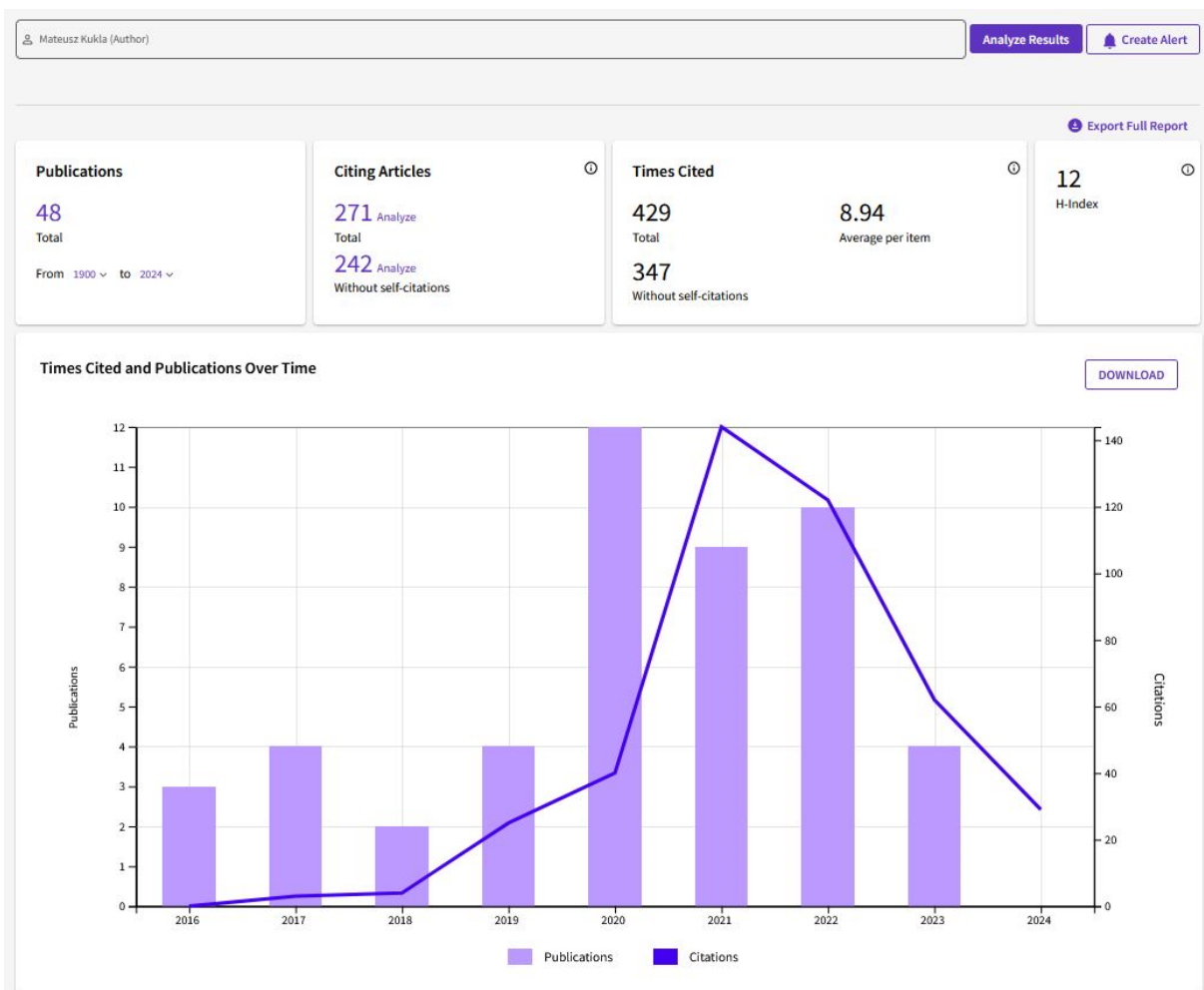
Cited documents from Kukla, Mateusz

45 Documents | 475 Citations | 14 h-index

Date range: 1999 to 2024 | Exclude self citations of selected author | Exclude self citations of all authors | Exclude book citations | Hide documents with 0 citations



- Potwierdzenie z bazy danych Web of Science



## Autoreferat

dr inż. Mateusz Kukla

Politechnika Poznańska, Wydział Inżynierii Mechanicznej  
Instytut Konstrukcji Maszyn



- Potwierdzenie z bazy danych Google Scholar



Mateusz Kukla

Phd. Eng., Poznan University of Technology

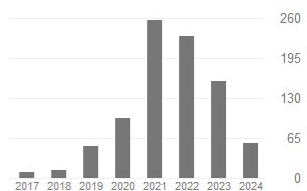
Zweryfikowany adres z put.poznan.pl

Engineering Materials Science Medicine Mechatronics Multidisciplinary

OBSERWUJ

Cytowane przez

	Wszystkie	Od 2019
Cytowania	886	856
h-indeks	18	17
i10-indeks	31	31



Dostęp publiczny WYŚWIETL WSZYSTKO

TYTUŁ	CYTOWANE PRZEZ	ROK
<input type="checkbox"/> Impact of Compressed Natural Gas (CNG) fuel systems in small engine wood chippers on exhaust emissions and fuel consumption Ł. Warguła, M. Kukla, P. Lijewski, M. Dobrzyński, F. Markiewicz Energies 13 (24), 6709	67	2020
<input type="checkbox"/> The determination of mechanical properties of magnetorheological elastomers (MREs) M. Kukla, J. Górecki, I. Malujda, K. Talaśka, P. Tarkowski Procedia Engineering 177, 324-330	65	2017
<input type="checkbox"/> Energy consumption of the wood size reduction processes with employment of a low-power machines with various cutting mechanisms Ł. Warguła, M. Kukla, B. Wieczorek, P. Krawiec Renewable Energy 181, 630-630	41	2022

## 10. Dodatkowa działalność naukowa

- Badania energochłonności i modelowania procesów cięcia materiałów drewnopochodnych (płyt wiórowych, MDF, OSB).
- Badania warunków pracy i wpływu testów badawczych na silniki spalinowe małej mocy w zastosowaniu do rębaków małej mocy
- Badania nad innowacjami w wózkach inwalidzkich. Hybrydowe układy napędowe (hybryda równoległa elektryczno-manualna), przekładnie mechaniczne sterowane na podstawie sygnałów EMG (elektromiografia mięśniowa).
- Badania materiałowe suchego lodu, zwłaszcza w kontekście jego aglomeracji i transportu. Badania nad zmniejszeniem energochłonności procesu aglomeracji skryształizowanego CO<sub>2</sub>.

Mateusz Kukla

(podpis wnioskodawcy)