



Autoreferat

1. Dane personalne i wykształcenie

Imię i nazwisko: **Bartosz Wieczorek**

ORCID: **0000-0003-0808-298X**

Studia wyższe na Politechnice Poznańskiej, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu, ukończone w roku 2012. Kierunek studiów Mechanika i Budowa Maszyn w zakresie Inżynieria Wirtualna Projektowania. Studia zakończono tytułem zawodowym mgr inż.

Studia doktoranckie na Politechnice Poznańskiej, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu ukończone w roku 2015. Studia zakończone uzyskaniem stopniem naukowym doktora nauk technicznych w dziedzinie nauki techniczne, dyscyplinie budowa i eksploatacja maszyn.

Stopień doktora nauk technicznych uzyskałem za pracę pod tytułem „Studia nad rozwojem środków lokomocji techniki asystującej (na przykładzie innowacyjnych wózków inwalidzkich i ich rodzin)”. Pracę pismem pod kierunkiem prof. dr hab. inż. Bogdana Branowskiego i dr hab. inż. Marka Zabłockiego. Praca została pozytywnie zrecenzowana przez prof. dr hab. inż. Marka Gawrysiaka oraz prof. dr hab. inż. Piotra Gendarza

2. Szkolenia

Szkolenie z zakresu „Zarządzanie projektami badawczymi” organizowane przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju ukończone w roku 2017.

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 formy COSMED Srl. w Polsce” w roku 2022

Szkolenie z zakresu PART-66, PART-147 oraz czynniki ludzkie, organizowane przez Politechnikę Poznańską w roku 2022

2. Zatrudnienie

Okres zatrudnienia: 2015 – 2016

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

Stanowisko: Asystent

Okres zatrudnienia: 2016 – 2000



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

Stanowisko: Adiunkt

Okres zatrudnienia: 2020 – obecnie

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

Stanowisko: Adiunkt

Okres zatrudnienia: 2017 – 2020

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

Stanowisko: Kierownik projektu 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 Badan i Rozwoju

Okres zatrudnienia: 2021 – obecnie

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

Stanowisko: kluczowy personel B+R i pracownik administracyjny w projekcie pt. „Innowacyjne Układy Napędowe Wózków Inwalidzkich – Projekt, Prototyp, Badania” (Rzeczy są dla ludzi/0004/2020), finansowanego przez Narodowe Centrum Badan i Rozwoju

3. Wskazanie osiągnięcia naukowego

Jako osiągnięcie, wynikające z artykułu 219. ustęp 1. ustawy z dnia 1 stycznia 2022 r. „Warunki nadania stopnia doktora habilitowanego - Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce” (Dz.U.2021.478 tj.), wskazuję cykl **28** powiązanych tematycznie publikacji opublikowanych w latach 2016-2022 (zgodnie z art. 219 ust. 1. pkt 2b) i **12** przyznanych patentów w latach 2016-2022 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 naukowego zdefiniowane jako:

Rozwój ręcznych napędów wózków inwalidzkich w aspekcie dopasowania ich do indywidualnych potrzeb użytkownika



Szczegółowy wykaz artykułów i patentów tworzących powiązany cykl tematyczny składający się na osiągnięcie naukowe przedstawiono w rozdziałach 3.1 i 3.2. Zakres realizowanych przeze mnie przedsięwzięć naukowych składających się z publikacji i patentów deklaruje jako wkład w rozwój dyscypliny **Inżynieria Mechaniczna**. Zarys podjętej tematyki badawczej której efektem jest osiągnięcie naukowe zawarto w rozdziale 3.4 W dalszych rozdziałach przedstawiono streszczenie prac realizowanych w ramach zadeklarowanego osiągnięcia naukowego

3.1 Wykaz publikacji naukowych wchodzących w skład osiągnięcia naukowego

A1	Wieczorek, B. , Kukła, M., & Warguła, Ł. (2022). Describing a Set of Points with Elliptical Areas: Mathematical Description and Verification on Operational Tests of Technical Devices. Applied Sciences, 12(1), 445	Punktacja MNiSW: 100 pkt.	Impact factor: 2,679
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Do moich zadań należało opracowanie metodyki badawczej i przygotowanie artykułu. Wykonywałem analizę matematyczną wykorzystanych w pracy eksperymentów. Brałem czynny udział w realizacji eksperymentów badawczych przedstawionych w publikacji. Mój udział procentowy wyniósł 80%</i>			
A2	Warguła, Ł., Kukła, M., Wieczorek, B. , & Krawiec, P. (2022). Energy consumption of the wood size reduction processes with employment of a low-power machines with various cutting mechanisms. Renewable Energy, 181, 630-639	Punktacja MNiSW: 140 pkt.	Impact factor: 8,001
<i>W artykule byłem odpowiedzialny za wykonanie analizy wyników w aspekcie opisu zbioru punktów obszarami eliptycznymi oraz brałem udział w realizacji eksperymentu. Mój udział procentowy wyniósł 10%</i>			
A3	Kukła, M., Wieczorek, B. , Warguła, Ł., Górecki, J., & Giedrowicz, M. (2021). An Analytical Modelling of Demand for Driving Torque of a Wheelchair with Electromechanical Drive. Energies, 14(21), 7315	Punktacja MNiSW: 140 pkt.	Impact factor: 3,004
<i>W artykule byłem odpowiedzialny za analizę sygnału pomiarowego mającą na celu wyznaczenie środka ciężkości ciała człowieka i opracowaniu uzyskanych wyników w tym aspekcie. Ponadto brałem udział w realizacji eksperymentu na stanowisku badawczym i zajmowałem się weryfikacją treści artykułu. Mój udział procentowy wyniósł 15%</i>			
A4	Kukła, M., Wieczorek, B. , Warguła, Ł., & Berdychowski, M. (2021). An analytical model of the demand for propulsion torque during manual wheelchair propelling. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 16(1), 9-16	Punktacja MNiSW: 70 pkt.	Impact factor: 2,500
<i>W artykule odpowiedzialny byłem za weryfikację i korektę opracowanego modelu momentu napędowego wózka inwalidzkiego. Brałem udział w realizacji eksperymentu i zajmowałem się weryfikacją treści artykułu. Mój udział procentowy wyniósł 35%</i>			
A5	Wieczorek, B. , Kukła, M., Warguła, Ł., Rybarczyk, D., Giedrowicz, M., & Górecki, J. (2021). The Impact of the Human Body Position Changes During Wheelchair Propelling on Motion Resistance Force: A Preliminary Study. Journal of Biomechanical Engineering, 143(8), 081008	Punktacja MNiSW: 70 pkt.	Impact factor: 2,097
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponad to przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. Mój udział procentowy wyniósł 50%</i>			
A6	Wieczorek, B. , Kukła, M., & Warguła, Ł. (2021). 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. Punktacja MNiSW: 70 pkt., Impact factor: 2,713	Punktacja MNiSW: 70 pkt.	Impact factor: 2,713



<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 60%</i>			
A7	Wieczorek, B., & Kukla, M. (2020). Biomechanical Relationships Between Manual Wheelchair Steering and the Position of the Human Body's Center of Gravity. Journal of biomechanical engineering, 142(8), 081006	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	Impact factor: 2,097
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 70%</i>			
A8	Wieczorek, B., Kukla, M., Rybarczyk, D., & Warguła, Ł. (2020). Evaluation of the biomechanical parameters of human-wheelchair systems during ramp climbing with the use of a manual wheelchair with anti-rollback devices. Applied Sciences, 10(23), 8757	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	Impact factor: 2,679
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 40%</i>			
A9	Wieczorek, B., Warguła, Ł., & Rybarczyk, D. (2020). Impact of a hybrid assisted wheelchair propulsion system on motion kinematics during climbing up a slope. Applied Sciences, 10(3), 1025.	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	Impact factor: 2,679
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 60%</i>			
A10	Wieczorek, B., & Kukla, M. (2019). Effects of the performance parameters of a wheelchair on the changes in the position of the centre of gravity of the human body in dynamic condition. PloS one, 14(12), e0226013	Punktacja MNIŚW: 100 pkt.	Impact factor: 2,740
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 60%</i>			
A11	Wieczorek, B. (2021). Methods of Determining Trajectory for Wheelchair with Manual Pushrims Drive. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering (Vol. 1016, No. 1, p. 012004). IOP Publishing	Punktacja MNIŚW: 5 pkt.	---
Mój udział procentowy wyniósł 100%			
A12	Wieczorek, B., & Kukla, M. (2020). Methods for measuring the position of the centre of gravity of an anthropotechnic human-wheelchair system in dynamic conditions. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering (Vol. 776, No. 1, p. 012062). IOP Publishing	Punktacja MNIŚW: 5 pkt.	---
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 60%</i>			



A13	Wieczorek, B. , Warguła, Ł., Kukła, M., Kubacki, A., & Górecki, J. (2020). The effects of ArUco marker velocity and size on motion capture detection and accuracy in the context of human body kinematics analysis. <i>Technical Transactions</i> , 117(1)	Punktacja MNiSW: 20 pkt.	---
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 60%</i>			
A14	Warguła, Ł., Kukła, M., & Wieczorek, B. (2020). The impact of wheelchairs driving support systems on the rolling resistance coefficient. In <i>IOP Conference Series: Materials Science and Engineering</i> (Vol. 776, No. 1, p. 012076). IOP Publishing	Punktacja MNiSW: 5 pkt.	---
<i>W artykule brałem udział w realizacji eksperymentu i analizie wyników. Mój udział procentowy wyniósł 10%</i>			
A15	Wieczorek B. (2019): Biomechanical research on designing wheelchair propulsion systems, W: <i>Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives</i> , red. Bartosz Wieczorek , Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 11-24.	Punktacja MNiSW: 20 pkt.	---
<i>Mój udział procentowy wyniósł 100%</i>			
A16	Wieczorek B. (2019): Methodology for determination of kinematic-dynamic parameters of the human-wheelchair anthropotechnical system, W: <i>Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives</i> , red. Bartosz Wieczorek , Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 93-107. Punktacja MNiSW: 20 pkt.	Punktacja MNiSW: 20 pkt.	---
<i>Mój udział procentowy wyniósł 100%</i>			
A17	Wieczorek B. , Kukła M. (2019): Procedure for measuring the biomechanical parameters of the wheelchair propulsion process with the use of a wheelchair dynamometer, W: <i>Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives</i> , red. Bartosz Wieczorek , Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 53-63	Punktacja MNiSW: 20 pkt.	---
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 60%</i>			
A18	Warguła, Ł., Wieczorek, B. , & Kukła, M. (2019). The determination of the rolling resistance coefficient of objects equipped with the wheels and suspension system—results of preliminary tests. In <i>MATEC Web of Conferences</i> (Vol. 254, p. 01005). EDP Sciences.	Punktacja MNiSW: 5 pkt.	---
<i>W artykule weryfikowałem opracowaną metodykę badawczą. Ponad to brałem udział realizowanym eksperymentem oraz w pracach związanych z projektem i budową badanego prototypu. Mój udział procentowy wyniósł 10%</i>			
A19	Wieczorek B. (2019): Adaptive modes supporting propulsion of a manual wheelchair, W: <i>Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives</i> , red. Bartosz Wieczorek , Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 135-145	Punktacja MNiSW: 20 pkt.	---



Mój udział procentowy wyniósł 100%			
A20	Wieczorek B., Górecki J. (2019): Design and engineering of a test stand for testing human wheelchair anthropotechnical systems, W: Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives, red. Bartosz Wieczorek, Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 41-52	Punktacja MNiSW: 20 pkt.	---
<i>W artykule byłem twórcą opisaney metodyki projektowania. Opracowałem opisane procedury projektowe i problemy konstrukcyjne. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 80%</i>			
A21	Wieczorek B. (2019): Prototype of an internal gear hub for wheelchairs with a hand rim propulsion system, W: Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives, red. Bartosz Wieczorek, Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 147-162	Punktacja MNiSW: 20 pkt.	---
Mój udział procentowy wyniósł 100%			
A22	Branowski B., Zabłocki M., Wieczorek B., Kurczewski P, Torzyński D. (2017): Projektowanie rodziny konstrukcji elektrycznych pojazdów transportowych lub rehabilitacyjnych o wspólnej platformie bazowej, W: Wprowadzenie do inżynierii rehabilitacyjnej : praca zbiorowa, red. Marek Zabłocki, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu, Politechnika Poznańska, - s. 187-207	Punktacja MNiSW: 20 pkt.	---
<i>W artykule opracowałem opisaną koncepcję rodziny konstrukcji elektrycznych pojazdów transportowych lub rehabilitacyjnych o wspólnej platformie bazowej. Byłem współautorem struktury funkcjonalnej opisującej ideę tego typu urządzenia. Mój udział procentowy wyniósł 25%</i>			
A23	Wieczorek, B., & Warguła, Ł. (2019). Problems of dynamometer construction for wheelchairs and simulation of push motion. In MATEC Web of Conferences (Vol. 254, p. 01006). EDP Sciences	Punktacja MNiSW: 5 pkt.	---
<i>W artykule byłem twórcą opisaney metodyki projektowania. Opracowałem opisane procedury projektowe i problemy konstrukcyjne. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. W artykule wykorzystano opatentowane prototypy których byłem współautorem. Mój udział procentowy wyniósł 90%</i>			
A24	Kukla, 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.	Punktacja MNiSW: 15 pkt.	---
<i>W artykule weryfikowałem opracowaną metodykę badawczą. Ponad to brałem udział realizowanym eksperymencie oraz w pracach związanych z projektem i budową badanego prototypu. Mój udział procentowy wyniósł 10%</i>			
A25	Wieczorek, B., Górecki, J., Kukla, M., & Wojtokowiak, D. (2017). The analytical method of determining the center of gravity of a person propelling a manual wheelchair. Procedia Engineering, 177, 405-410	Punktacja MNiSW: 15 pkt.	
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. Mój udział procentowy wyniósł 80%</i>			
A26	Wieczorek, B., & Kukla, M. (2021, November). The method of measuring motion capture in wheelchairs during actual use—description of the method and model of measuring signal	Punktacja MNiSW: 5 pkt.	



	processing. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering (Vol. 1199, No. 1, p. 012084). IOP Publishing.		
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. Mój udział procentowy wyniósł 90%</i>			
A27	Wieczorek, B. (2022). The Wheelchair Propulsion Wheel Rotation Angle Function Symmetry in the Propelling Phase: Motion Capture Research and a Mathematical Model. Symmetry, 14, s. 576	Punktacja MNiSW: 70 pkt.	2,713
Mój udział procentowy wyniósł 100%			
A28	Wieczorek, B. , Kukła, M., Warguła, Ł., Giedrowicz, M., & Rybarczyk, D. (2022). Evaluation of anti-rollback systems in manual wheelchairs: muscular activity and upper limb kinematics during propulsion. Scientific Reports, 12(1), 1-15.	Punktacja MNiSW: 140 pkt.	4,996
<i>W artykule byłem twórcą hipotezy badawczej i pomysłodawcą badań. Opracowałem metodykę badawczą i brałem udział w realizacji eksperymentu. Ponadto przygotowałem treść artykułu, brałem udział w analizie wyników i opracowaniu matematycznym zmierzonych wyniku. Mój udział procentowy wyniósł 70%</i>			

3.2 Wykaz patentów i zgłoszeń patentowych wchodzących w skład osiągnięcia naukowego

P1	Wieczorek B. , Zabłocki M.: Dźwigniowy system napędowy wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 223141, 2016	Punktacja MNiSW: 30 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej zasady działania wynalazku, kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 65%</i>		
P2	Wieczorek B. , Zabłocki M.: Piasta przekładniowa wielobiegowa do ręcznych wózków inwalidzkich, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 223142, 2016	Punktacja MNiSW: 30 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej zasady działania wynalazku, kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 65%</i>		
P3	Wieczorek B. , Kukła M.: Stabilizator osi koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239438, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej zasady działania wynalazku i kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 50%</i>		
P4	Warguła Ł. Wieczorek B. : Ciąg do koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239411, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na weryfikacji poprawności działania wynalazku i konsultacji merytorycznej. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 25%</i>		
P5	Wieczorek B. , Warguła Ł., Kukła M.: Moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239693, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej zasady działania wynalazku, kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 70%</i>		



P6	Wieczorek B. , Warguła Ł., Kukła M.: Zestaw modyfikacyjny układu napędu do hybrydowego elektryczno-ręcznego wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239350, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej zasady działania wynalazku i kierowaniu pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 45%</i>		
P7	Wieczorek B. , Warguła Ł., Giedrowicz M.: Karoseria wózka inwalidzkiego z zespołem mocowania, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239351, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej struktury funkcjonalnej, analizie potrzeby użytkowników wynalazku i kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 30%</i>		
P8	Wieczorek B. , Rybarczyk D., Kubacki A.: System kontroli gestem wózka inwalidzkiego z napędem elektrycznym, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239351, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej zasady działania wynalazku i kierowaniu pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 33%</i>		
P9	Wieczorek B. , Branowski B., Głowala S., Zabłocki M.: Pojazd transportowy lub rehabilitacyjny dla osób z niepełnosprawnością ruchu, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 228166, 2018	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej zasady działania wynalazku i udziale w pracach koncepcyjno-konstrukcyjnych. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych.. Mój udział procentowy wyniósł 30%</i>		
P10	Wieczorek B. , Warguła Ł., Kukła M., Berdychowski M.: Moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239410, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej zasady działania wynalazku, kierowaniem pracami koncepcyjno-konstrukcyjnymi. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 40%</i>		
P11	Wieczorek B. , Warguła Ł., Waluś K.J., Kukła M.: Urządzenie do pomiaru siły oporów toczenia obiektów wyposażonych w układ jezdny, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239410, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej koncepcji funkcjonalnej wynalazku i udziale w pracach koncepcyjno-konstrukcyjnych. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 40%</i>		
P12	Górecki J., Wieczorek B. , Kukła M., Wilczyński D., Wojtkowiak D.: Urządzenie do symulacji warunków eksploatacji i pomiaru parametrów dynamicznych wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. zgłoszenia P.424482, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.
<i>Mój wkład w powstanie wynalazku polegał na opracowaniu pierwotnej koncepcji funkcjonalnej wynalazku i udziale w pracach koncepcyjno-konstrukcyjnych. Ponadto brałem udział w pracach nad przeglądem stanu techniki i podczas redagowania zastrzeżeń patentowych. Mój udział procentowy wyniósł 30%</i>		

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

Rodzaj dorobku naukowego	Sumaryczna punktacja MNiSW	Sumaryczny Impact factor
--------------------------	-------------------------------	-----------------------------



Artykuły naukowe oraz rozdziały w monografiach	1190 pkt.	33,902
Patenty	760 pkt.	---
ŁĄCZNIE	1950 pkt.	33,902
Łączny udział własny na podstawie zadeklarowanego udziału procentowego	936,1	15,449

3.4. Zarys realizowanej tematyki badawczej

Przedstawienie przeze mnie osiągnięcia naukowe jest odpowiedzią na problem zwiększenia dostępności ręcznych wózków inwalidzkich dla osób z niepełnosprawnością ruchu u których stopień sprawności fizycznej uniemożliwia ciągłą eksploatację napędu ręcznego. W realizowanych przeze mnie pracach badawczych i rozwojowych duży nacisk kładłem na aplikacyjność osiągniętych rezultatów. Dlatego większość z przedstawionych publikacji poparta jest opatentowanym i zbudowanym rzeczywistym prototypem. Swoją działalność naukową skupiłem w obszarze układów napędowych wózków inwalidzkich ponieważ realizuje on główną funkcję systemu antropotechnicznego człowiek-wózek inwalidzki jaką jest zaspokajanie potrzeby lokomocji. Realizacja tej funkcji przez użytkownika przy użyciu klasycznego wózka inwalidzkiego w większości przypadków jest ograniczona przez cechy konstrukcyjne i geometryczne układu napędowego oraz indywidualne cech fizyczne użytkownika. Główną zaletą stosowania napędu ręcznego jest aktywność ruchowa będąca ważnym składnikiem procesu rehabilitacyjnego. Dlatego zauważono problem niedostosowania ręcznych napędów do zróżnicowanych możliwości fizycznych człowieka, które mogą dyskwalifikować możliwość eksploatacji napędu ręcznego z powodu jego niedopasowania go do możliwości fizycznych użytkownika i miejsca eksploatacji.

Genezą rozpoczęcia prac badawczych nad rozwojem ręcznych układów napędowych była analiza obecnej populacji osób z niepełnosprawnością ruchową. Podczas tej analizy zauważono duże zróżnicowanie w stopniu niepełnosprawności, które przekłada się na zróżnicowane możliwości fizyczne użytkownika wózka inwalidzkiego. Możliwości fizyczne użytkownika wózka inwalidzkiego determinują rodzaj wykorzystywanego przez niego układu napędowego.

Obecnie użytkownicy wózków inwalidzkich mają do dyspozycji napędy elektryczne i ręczne np. ciągowy. Napęd elektryczny zapewnia funkcje lokomocji niezależnie od możliwości fizycznych użytkownika wózka inwalidzkiego. W przypadku tego napędu kołozęby górne nie biorą udziału w generowaniu momentu napędowego, jedynie w sterowaniu wózkiem inwalidzkim. Wadą takiego napędu jest brak aktywności fizycznej użytkownika, ponieważ jego udział w napędzaniu wózka inwalidzkiego sprowadza się jedynie do manipulacji kontrolerem układu sterującego. Ponadto wózki inwalidzkie z napędem elektrycznym są dużymi konstrukcjami o małej mobilności podczas ich transportowania i w trakcie poruszania się w pomieszczeniach zamkniętych.

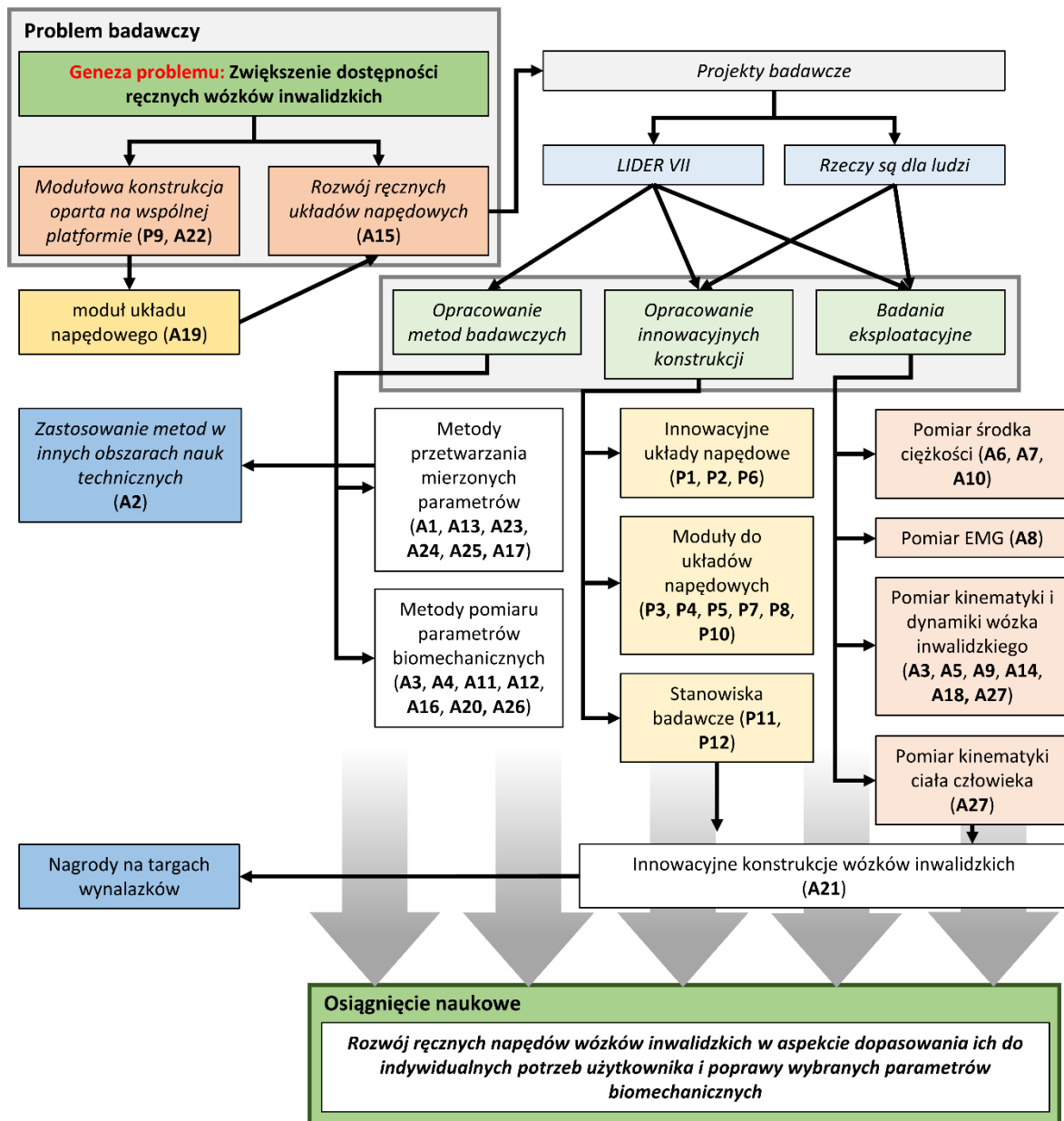
Odmianą grupę stanowią wózki inwalidzkie z napędem ręcznym, które są najstarszym rozwiązaniem technicznym i jednocześnie są one najbardziej popularne. Pierwsze znane rozwiązanie wózka inwalidzkiego, który mógł być napędzany samodzielnie przez użytkownika, powstało w Anglii w roku 1795. Konstruktor tego wózka inwalidzkiego John Dawson wyposażył go w dwa koła napędowe zaopatrzone w ciągi umożliwiające ich napędzanie kołozębą górną. Rozwiązanie takiego układu napędowego będącymi dwoma niezależnymi kołami wyposażonymi w ciągi jest rozwiązaniem przestarzałym i zarazem używanym do dziś.



Główną zaletą wózków inwalidzkich wyposażonych w ręczny napęd ciągowy jest realizacja funkcji lokomocji przy jednoczesnym realizowaniu funkcji rehabilitacji. Ponadto konstrukcja takiego wózka inwalidzkiego jest prosta i niezawodna. Jego małe gabaryty i waga umożliwiają jego transport oraz ułatwiają poruszanie się w pomieszczeniach zamkniętych. Napędzanie wózka z napędem ręcznym wymaga generowania przez kończynę górną siły mięśniowej co w naturalny sposób zmusza użytkownika do aktywności fizycznej niezbędnej w procesie rehabilitacji i utrzymywania organizmu w dobrej kondycji zdrowotnej. Po mimo tych zalet ten typ napędu posiada zasadniczą wadę, którą jest ich przystosowanie do niewielkiej grupy osób z niepełnosprawnością ruchu. Napęd ręczny niezależnie od jego rodzaju dedykowany jest dla pacjentów cechujących się wysokim stopniem kondycji fizycznej.

Na podstawie obserwacji i współpracy z środowiskiem użytkowników wózków inwalidzkich (Stowarzyszenie „Jedna Chwila”) zauważono problem polegający na niedostosowaniu ręcznych układów napędowych do stopienia niepełnosprawności i indywidualnych możliwości fizycznych użytkownika. Takie niedostosowanie pozwala użytkownikom wózków inwalidzkich na jego eksploatację w ograniczonym zakresie nieodzwierciedlającym ich potrzeby społeczne i osobiste. Niedopasowanie wózka inwalidzkiego do użytkownika przekłada się na skrócenie możliwego czasu eksploatacji napędu ręcznego w terenie oraz na wartość generowanej przez mięśnie siły napędowej uniemożliwiającej pokonanie niektórych przeszkód terenowych. Niedopasowanie obecnie wykorzystywanych ręcznych napędów wózka inwalidzkiego do indywidualnych cech użytkownika sprawia, że znaczna część osób niepełnosprawnych rezygnuje z wykorzystywania takiego typu napędu. Przyczyna takiej decyzji wynika z indywidualnych ograniczeń fizycznych i strachu przed utratą niezależności w ekstremalnych i rzadkich scenariuszach eksploatacyjnych. W efekcie czego przez ograniczenia technologiczne narażają się na dalszą utratę sprawności fizycznej spowodowaną brakiem aktywności fizycznej, którą mogłoby zapewnić napędzanie wózka inwalidzkiego za pomocą kończyn górnych. Przy czym taki wózek inwalidzki powinien być zindywidualizowany i dopasowany do użytkownika oraz do miejsca eksploatacji.

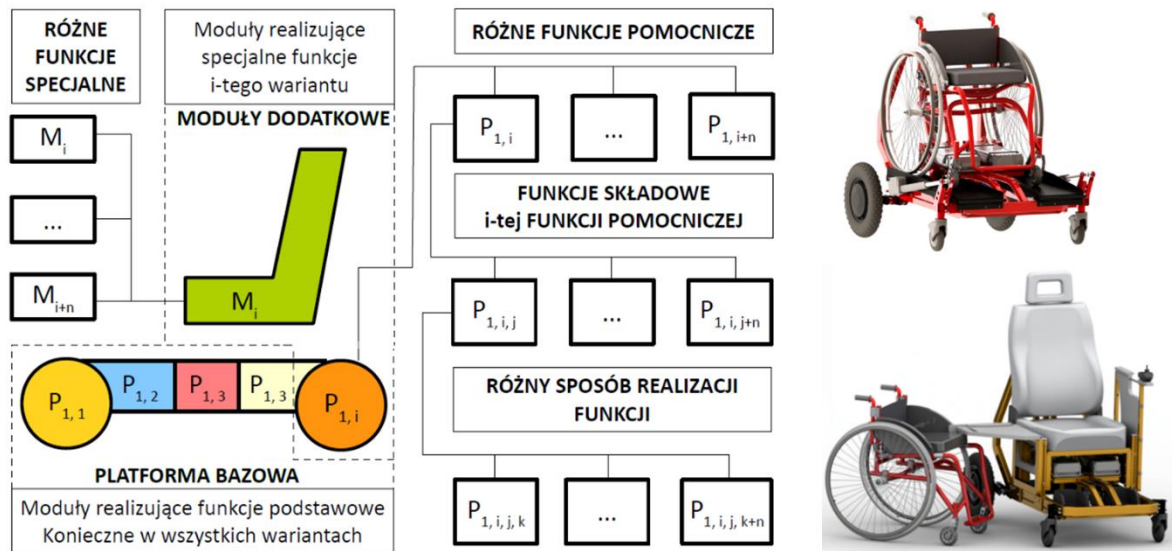
Mając na uwadze powyżej przedstawiony zarys problemów w eksploatacji wózka inwalidzkiego sformułowano problem badawczy i projektowy określony jako: **zwiększenie dostępności ręcznych wózków inwalidzkich i ich adaptacja to indywidualnych możliwości fizycznych użytkownika**. Tak zdefiniowany problem zainicjował szereg prac badawczych i rozwojowych w skład których wchodziły granty badawcze, artykuły naukowe, patenty oraz nagrody na międzynarodowych targach wynalazków (rys. 1).



Rys. 1 Schematyczne przedstawienie zakresu prac badawczo rozwojowych realizowanych w ramach osiągnięcia naukowego z uwzględnieniem dorobku naukowego zgodnego z rozdziałami 3.1 i 3.2.

Podstawowym wymaganiem które musiało być zrealizowane w ramach postawionego problemu badawczego-rozwojowego było dostosowanie napędu ręcznego w wózku inwalidzkim do zindywidualizowanych możliwości fizycznych użytkownika. Główną przesłanką do podjęcia tego problemu była jednoczesna realizacja funkcji lokomocji i rehabilitacji przez ręczny układ napędowy. Pierwszą koncepcją dostosowania ręcznego układu napędowego do indywidualnych możliwości fizycznych użytkownika była konstrukcja modułowego wózka inwalidzkiego zbudowana na wspólnej platformie bazowej. Efektem tych prac był patent (P9) (rys. 2) oraz publikacja opisująca metodykę opracowywania struktury funkcjonalnej i przypisywania poszczególnych funkcji do modułów (A22) umożliwiających budowę zindywidualizowanego funkcjonalnie wózka inwalidzkiego.

P9	<p>Wieczorek B., Branowski B., Głowała S., Zabłocki M.: Pojazd transportowy lub rehabilitacyjny dla osób z niepełnosprawnością ruchu, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 228166, 2018</p> <p>Branowski B., Zabłocki M., Wieczorek B., Kurczewski P, Torzyński D. (2017): Projektowanie rodziny konstrukcji elektrycznych pojazdów transportowych lub rehabilitacyjnych o wspólnej platformie bazowej, W: Wprowadzenie do inżynierii rehabilitacyjnej : praca zbiorowa, red. Marek Zabłocki, Wydział Maszyn Roboczych i Transportu, Politechnika Poznańska, - s. 187-207</p>	<p>Punktacja MNiSW: 70 pkt.</p> <p>Punktacja MNiSW: 20 pkt. ---</p>
----	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	---------------------------------------------------------------------



Rys. 2. Struktura modułów dla i-tego wariantu rodziny konstrukcji opartej na wspólnej platformie bazowej wraz z przykładami realizacji.

Realizowane prace nad modułową rodziną konstrukcji wózków inwalidzkich ukierunkowały mnie na wyodrębnieniu z wózka inwalidzkiego układu napędowego jako odrębnego modułu wchodzącego w skład systemu nazywanego wózkiem inwalidzkim (A19). Takie podejście pozwoliło przyjąć założenie, że moduł ten może być dowolnie modyfikowany oraz wymieniany nawet w klasycznych ręcznych wózkach inwalidzkich. Wyodrębnienie ręcznego napędu jako jednego modułu pozwoliło uszczegółowić problem badawczo-rozwojowy i skupić się na badaniach i analizie tylko tych parametrów biomechanicznych, które powiązane są z napędzaniem ręcznego wózka inwalidzkiego.

A19	<p>Wieczorek B. (2019): Adaptive modes supporting propulsion of a manual wheelchair, W: Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives, red. Bartosz Wieczorek, Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 135-145</p>	<p>Punktacja MNiSW: 20 pkt. ---</p>
-----	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------

W moich pracach badawczo rozwojowych nad ręcznymi układami napędowymi kierowałem się zasadami metody projektowania Human Center Design zgodnie z którymi człowiek jako użytkownik jest w centrum a urządzenie techniczne musi odpowiadać jego indywidualnym potrzebą. Aby zastosować takie podejście metodyczne konieczne było wytwarzanie rzeczywistych i funkcjonalnych prototypów. Prototypy te były badane w rzeczywistych lub symulowanych warunkach eksploatacji. Na podstawie tych badań mierzono parametry biomechaniczne umożliwiające ocenę dopasowania środka technicznego do użytkownika.

Zrealizowanie zdefiniowanego problemu badawczo-rozwojowego



ułatwiła realizacja dwóch grantów finansowanych przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju. Pierwszy z nich, którego byłem kierownikiem, to grant LIDER VII pt. „Badania biomechaniki napędzania ręcznych wózków inwalidzkich dla innowacyjnych napędów ręcznych i hybrydowych”. Drugi w którym pełniłem funkcję głównego badacza, to grant Rzeczy są dla ludzi pt. „Innowacyjne Układy Napędowe Wózków Inwalidzkich – Projekt, Prototyp, Badania”. Merytoryczne podsumowanie prac realizowanych w ramach tych projektów zawarto w monografii pt. Biomechanical research on designing wheelchair propulsion systems” (A15), napisanej pod moją redakcją.

A15 **Wieczorek B.** (2019): *Biomechanical research on designing wheelchair propulsion systems*, W: *Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives*, red. **Bartosz Wieczorek**, Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 11-24.

Punktacja
MNiSW: 20 pkt. ---

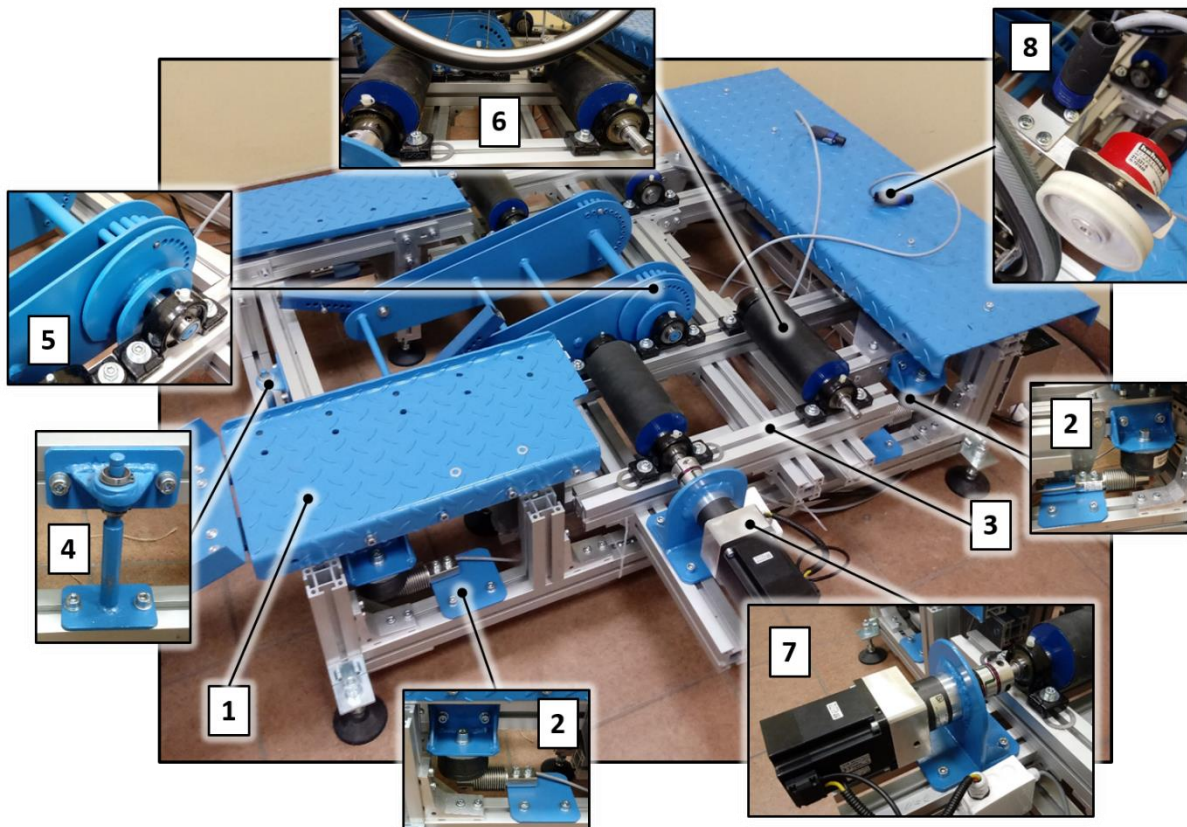
Realizacja osiągnięcia naukowego pt. **Rozwój ręcznych napędów wózków inwalidzkich w aspekcie dopasowania ich do indywidualnych potrzeb użytkownika i poprawy wybranych parametrów biomechanicznych** wymagała wykonania trzech powiązanych tematycznie i wzajemnie zazębiających się etapów :

- etapu opracowania metod badawczych umożliwiających pomiar parametrów biomechanicznych wpływających na eksploatację ręcznego układu napędowego wózka inwalidzkiego,
- etapu opracowania innowacyjnych konstrukcji w postaci funkcjonalnych prototypów ręcznych napędów wózków inwalidzkich,
- etapu badań eksploatacyjnych polegającym na przeprowadzeniu badań sprawdzających wpływ wykorzystywanego układu napędowego na parametry biomechaniczne całego systemu antropotechnicznego.

3.5. Opis merytoryczny osiągnięcia naukowego

3.5.1 Opracowane metody badawcze i modele analityczne

Podstawą wypracowanego osiągnięcia naukowego był rozwój metodologii badawczej polegającego na **opracowaniu autorskich metod umożliwiających pomiar parametrów biomechanicznych powiązanych z eksploatacją układu napędowego**. Realizacja tego celu polegała na równoległych pracach nad metodami realizacji pomiaru parametrów biomechanicznych, metodami analizy i przetwarzania mierzonych sygnałów pomiarowych oraz budowie autorskich stanowisk badawczych. Opracowywane metody badawczej było ściśle powiązane z budową stanowisk badawczych wśród których najistotniejszym była hamownia do wózków inwalidzkich (rys. 3) wraz z jej modułami dodatkowymi. Opracowane metody determinowały cechy konstrukcyjne tego stanowiska badawczego.



Rys. 3. Widok na zaprojektowane stanowisko z wyszczególnieniem najważniejszych elementów

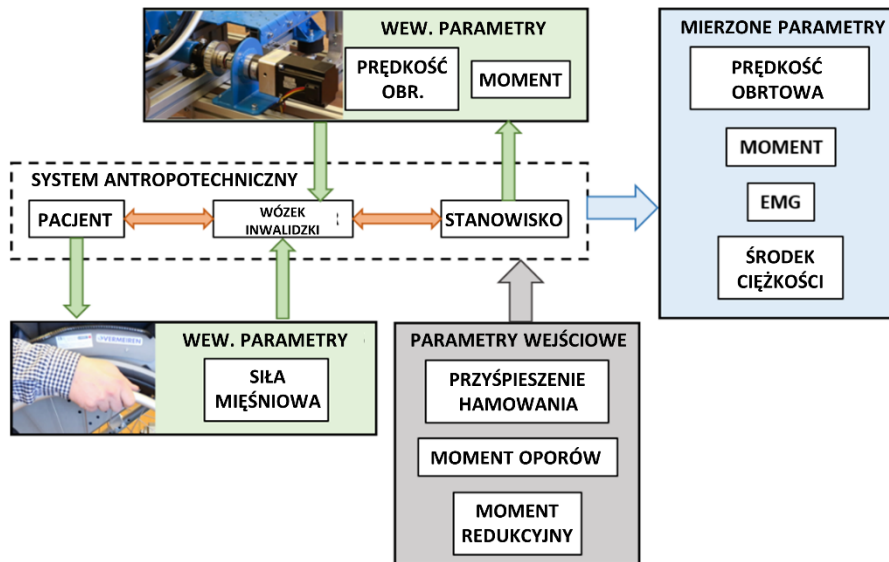
Konstrukcję hamowni do wózków inwalidzkich oraz jej wykorzystanie w badaniach opisano w publikacji pt. „Design and engineering of a test stand for testing human wheelchair anthropotechnical systems” (A20). Główny element stanowiska stanowi rama nośna (1) do której za pomocą wag tensometrycznych (2) zamocowano szalę wagową (3). Wagi tensometryczne pozwalają mierzyć naciski wywołane wózkiem inwalidzkim wraz z operatorem na cztery punkty szali wagowej (3). Na tej podstawie wyznaczane jest położenie środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki. Ze względu na wrażliwość wag tensometrycznych na obciążenia wzdłużne zastosowano prowadnice liniowe (4) umożliwiające tylko na pionowy ruch szali wagowej względem ramy nośnej. Szala wagowa wyposażona została w układ mocujący ramę wózka (5) oraz dwa układy rolek trakcyjnych (6). Układ mocujący ramę wózka inwalidzkiego składa się z dźwigni umożliwiającej pochylanie wózka w płaszczyźnie strzałkowej. Układ rolek trakcyjnych składa się z dwóch pokrytych gumą rolek o kształcie ściętego stożka zwężającego do środka stanowiska. Rolki odbierają moment obrotowy z kół napędowych, ale mogą również generować wymuszenia. Tylna rolka układu stanowi rolkę bierną, której zadaniem jest tylko podpieranie wózka inwalidzkiego. Do przedniej rolki dołączono silnik BLCD w efekcie tego jest ona rolką czynną. Za jej pomocą w układzie redukowane są wewnętrzne opory toczenia oraz mogą być generowane wymuszenia. W celu umożliwienia rejestracji drogi oraz prędkości w członie stanowiska badawczego zamontowano dwa enkodery (8) umożliwiające niezależny pomiar koła lewego i prawego.

A20 **Wieczorek B., Górecki J. (2019): Design and engineering of a test stand for testing human wheelchair anthropotechnical systems, W: Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives, red. Bartosz Wieczorek, Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 41-52**

Punkcja
MNIŚW: 20 pkt.

Zasadę działania stanowiska i jego możliwości funkcjonalne przedstawiono na schemacie rys. 4. Opracowane stanowisko jest urządzeniem symulującym i pomiarowym. Za jego pomocą możliwe jest symulowanie kąta pochylenia wózka inwalidzkiego i oporów ruchu związanych z rodzajem symulowanych warunków terenowych. Istotne przy symulacji warunków terenowych było ich przełożenie na moment siły oporów ruchu, który oddziałuje na cały układ antropotechniczny. Model analityczny momentu napędowego wykorzystywany przy sterowaniu stanowiskiem przedstawiono w pracy pt. „An analytical model of the demand for propulsion torque during manual wheelchair propelling” (A4). Wyniki tej pracy zostały również użyte podczas prac nad dostosowaniem modelu momentu napędowego na potrzeby wózków inwalidzkich wyposażonych napęd hybrydowy ręczno-elektryczny (A3). W przypadku prac nad tym modelem zmodernizowano jego pierwotną wersję uwzględniając wpływ położenia układu zasilania. Położenie akumulatorów przekładało się na zmianę w rozkładzie obciążenia kół wózka inwalidzkiego. To z kolei generowało zmiany w wartości siły oporów ruchu będącej głównym czynnikiem determinującym wartość momentu napędowego wózka inwalidzkiego.

A3	Kukla, M., Wieczorek, B. , Warguła, Ł., Górecki, J., & Giedrowicz, M. (2021). An Analytical Modelling of Demand for Driving Torque of a Wheelchair with Electromechanical Drive. <i>Energies</i> , 14(21), 7315	Punktacja MNIŚW: 140 pkt.	Impact factor: 3,004
A4	Kukla, M., Wieczorek, B. , Warguła, Ł., & Berdychowski, M. (2021). An analytical model of the demand for propulsion torque during manual wheelchair propelling. <i>Disability and Rehabilitation: Assistive Technology</i> , 16(1), 9-16	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	Impact factor: 2,500



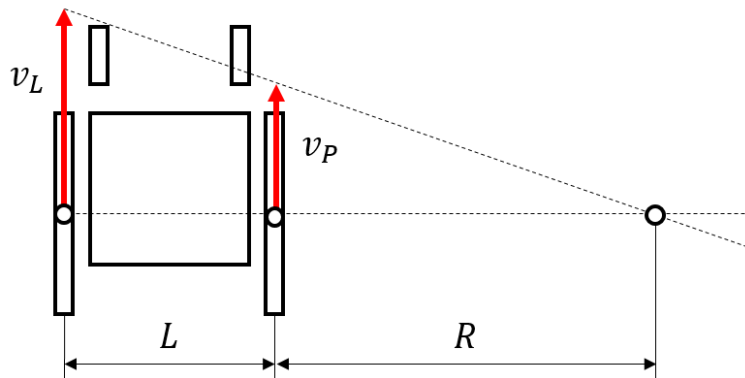
Rys. 4. Schemat przekazywania parametrów dynamicznych i biomechanicznych w obrębie systemu stanowiska do badania biomechaniki napędzania ręcznych wózków inwalidzkich [A20]

Opisane hamownia wyposażona jest w enkodery, których sygnał wykorzystano do wyznaczania trajektorii wózka inwalidzkiego. Metodę wyznaczania trajektorii opisano w artykule pt. „Methods of Determining Trajectory for Wheelchair with Manual Pushrims Drive” (A11) i nazwano ją metodą trapezów. Nazwa ta wynika z sposobu działania metody, która dzieliła ruch wózka inwalidzkiego na

trapezy. Opracowana metoda wykorzystuje dyferencjalne sterowanie wózkiem inwalidzkim polegającym na różnicowaniu prędkości niezależnie napędzanych kół tylnych v_L i v_P . Zgodnie z zasadą sterowania dyferencjalnego promień skrętu R uzależniony jest od różnicy wektorów prędkości kół napędowych (rys. 5).

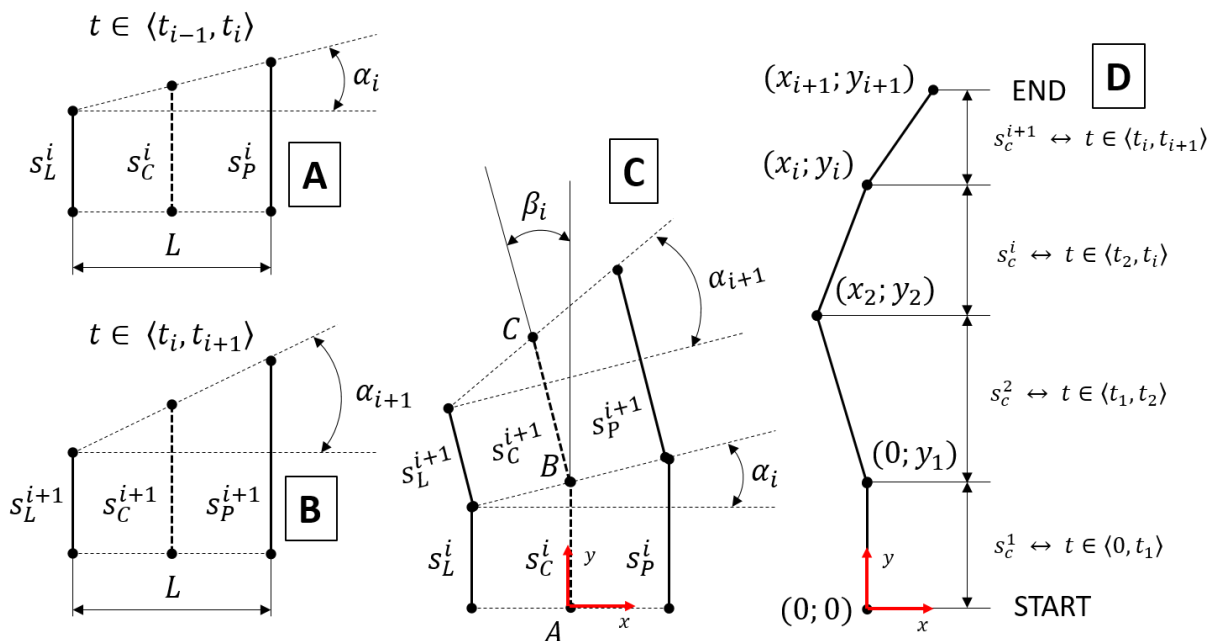
A11 **Wieczorek, B.** (2021). *Methods of Determining Trajectory for Wheelchair with Manual Pushrims Drive*. In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* (Vol. 1016, No. 1, p. 012004). IOP Publishing

Punkcja
MNiSW: 5 pkt.



Rys. 5. Wyznaczanie promienia skrętu R , metodą geometryczną na podstawie znanych wartości prędkości koła lewego v_L , prawego v_P oraz rozstawu między kołami L [A11]

W przypadku pomiaru parametrów kinematycznych wózka inwalidzkiego mierzono niezależnie drogę koła lewego s_L i prawego s_P w tej samej jednostce czasowej t . Dziwiąc cały ruch wózka inwalidzkiego na równe przedziały czasowe podzielić można go na trapezy, w których podstawa równa jest rozstawowi kół L a boki równe są długością drogi przebytej przez koło lewe s_L i koło prawe s_P (rys. 6 A, B).



Rys. 6. Schemat rozkładu trajektorii ruchu wózka inwalidzkiego na trapezy (opis w tekście) [A11]



Zgodnie z metodą trapezów w pierwszej kolejności należy cały ruch podzielić na równe przedziały czasowe dla których znane są drogi koła lewego s_L i koła prawego s_P (rys. 6 A, B). Następnie należy obliczyć kąt α pochylenia względem poziomu prostej łączącej końce drogi koła lewego s_L i koła prawego s_P (1).

$$\alpha = \operatorname{atan}\left(\frac{s_L^i - s_P^i}{L}\right) \quad (1)$$

Trajektorię wózka inwalidzkiego opisywać można jako zmianę położenia w przestrzeni punktu będącego środkiem tylnej osi kół napędowych. W związku z tym należy dla każdego trapezu opisującego drogę w równych przedziałach czasowych t wyznaczyć drogę środka osi s_C będącą średnią z dróg przebytych przez koło lewe s_L i koło prawe s_P (2).

$$s_C^i = \frac{s_P^i - s_L^i}{2} \quad (2)$$

Określanie trajektorii ruchu wózka zgodnie z metodą trapezów polega na składaniu całej drogi wózka z poszczególnych trapezów zgodnie z kilkoma zasadami (rys. 6 C, B). Pierwszy trapez opasujący drogę kół i środka osi zawsze ma podstawę L równoległą do osi x a punkt opisujący środek osi dla czasu $t=0$ stanowi początek układu współrzędnych. Każdy kolejny trapez powinien być rysowany tak aby jego podstawa L leżała na linii pochylonej pod kątem α łączącej końce dróg koła lewego s_L i koła prawego s_P z poprzedniego cyklu napędowego. Dodatkowo punkty środków osi kół napędowych z końca poprzedniego i początku nowego przedziału czasowego powinny się pokrywać, tak jak ma to miejsce w przypadku punktu B (rys. 6 C).

Aby wyznaczyć trajektorię wózka wystarczy określić współrzędne położenia punktu środkowego osi kół napędowych dla końca każdego z wydzielonych przedziałów napędowych (rys. 6 D). Jako pierwszy punkt przyjmuje się współrzędne $x_0=0$ i $y_0=0$. Współrzędne punktu drugiego to $x_1=0$ $y_1=s_C^1$. Współrzędne każdego kolejnego punktu wyznaczane są za pomocą równań (3):

$$\begin{aligned} x_i &= x_{i-1} + s_C^i \cdot \sin(\beta_i) \\ y_i &= y_{i-1} + s_C^i \cdot \cos(\beta_i) \end{aligned} \quad (3)$$

Gdzie kąt β opisujemy równaniem będącym sumą wszystkich poprzedzających kątów α linii łączącej końce dróg koła lewego s_L i koła prawego s_P (4).

$$\beta_i = \beta_{i-1} + \alpha_{i-1} \quad (4)$$

Opracowanie tej metody było niezbędne ponieważ wykorzystując stanowisko badawcze (rys. 3) wózek inwalidzki nie wykonywał ruchu względem stanowiska. W związku z tym badany pacjent nie miał sprzężenia zwrotnego informującego o kierunku ruchu napędzanego przez niego wózka inwalidzkiego.

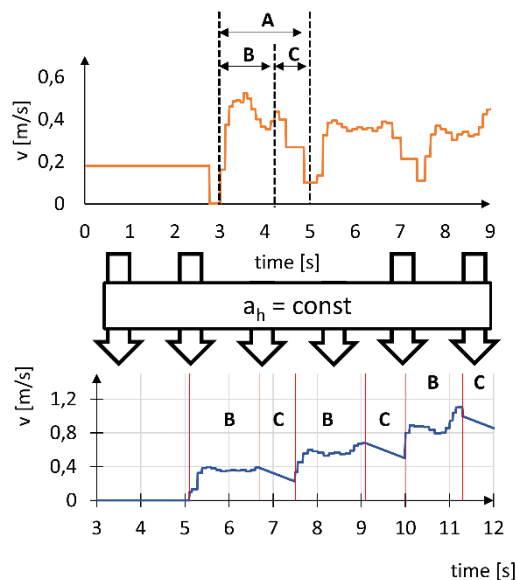
Pomiar trajektorii był jednym z kilku badanych za pomocą hamowni do wózków inwalidzkich parametrów kinematycznych. Dokładny opis wszystkich badanych parametrów kinematycznych zawarto w publikacji pt. „Methodology for determination of kinematic-dynamic parameters of the human-wheelchair anthropotechnical system” (A16)

A16

Wieczorek B. (2019): *Methodology for determination of kinematic-dynamic parameters of the human-wheelchair anthropotechnical system*, W: *Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives*, red. **Bartosz Wieczorek**, Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 93-107. Punkcja MNiSW: 20 pkt.

Punkcja
MNiSW: 20 pkt.

W publikacji tej opisano również sposób przetwarzania sygnału pomiarowego prędkości wózka inwalidzkiego i łączenia go z danymi analitycznymi (rys. 7). W efekcie takiego połączenia wyznaczano całosciowy histogram przebiegu prędkości wózka inwalidzkiego. Główną ideą metody przetwarzania był pomiar prędkości wózka inwalidzkiego na hamowni w którym z całej fazy napędowej (A) wyodrębniano fazę napędową (B) i fazę powrotną (C). Ponieważ na hamowni działały inne opory niż w warunkach rzeczywistych zastępowano zmierzoną prędkość wózka inwalidzkiego dla fazy powrotnej (C) modelem analitycznym. Model ten mógł uwzględniać np. stałą wartość przyspieszenia opóźnienia a_h .



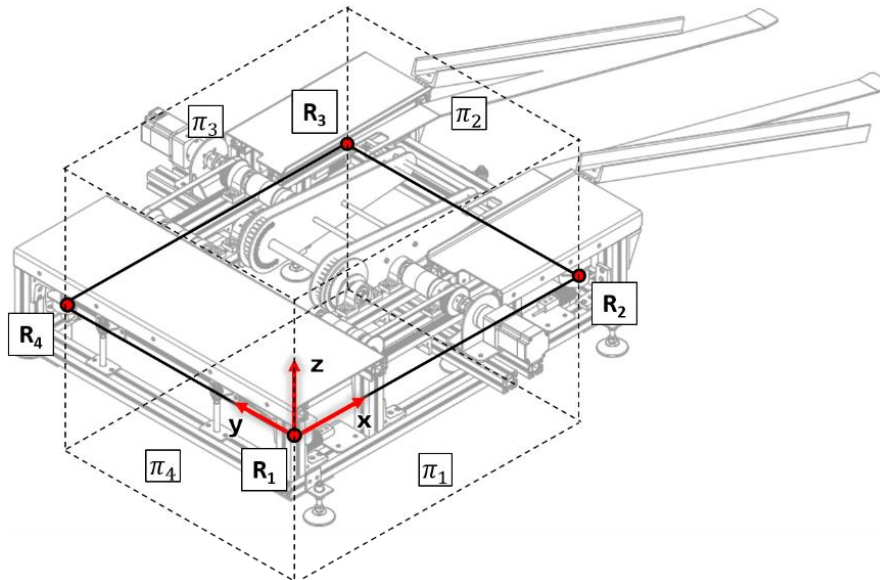
Rys. 7. Schemat transformacji mierzonej na hamowni prędkości wózka inwalidzkiego na sygnał zmodyfikowany o model analityczny stałego przyspieszenia opóźnienia

Przedstawiony sposób przetwarzania sygnału wynikał z potrzeby zasymulowania na hamowni swobodnego toczenia się wózka inwalidzkiego pod wpływem działania siły bezwładności zgromadzonej podczas fazy napędowej (B). Podczas wykorzystywania metody siła oporów w fazie napędowej (B) była symulowana za pomocą momentu generowanego przez silniki elektryczne sprzężone z rolkami trakcyjnymi hamowni do wózków inwalidzkich.

Kolejną metodą opracowaną na potrzeby przetwarzania danych mierzonych za pomocą hamowni do wózków inwalidzkich była metoda określania położenia środka ciężkości ciała człowieka w warunkach dynamicznych. Metodę tą opisano w artykule pt. „Methods for measuring the position of the centre of gravity of an anthropotechnic human-wheelchair system in dynamic conditions.” (A12). Istotą całej metody a zarazem jej nowością była możliwość określania położenia środka ciężkości w warunkach dynamicznych. Czyli takich, w który ciało człowieka się porusza napędzając wózek

inwalidzki. Opracowana metoda pozwalała zobrazować zmienność położenia środka ciężkości człowieka na jego płaszczyźnie poprzecznej.

Pomiar położenia środka ciężkości wykorzystuje sygnały z czterech wag tensometrycznych podtrzymujące szalę wagową, na której znajduje się wózek inwalidzki wraz z użytkownikiem (rys. 8). Wagi W_i mierzą siły reakcje pionowe R_i w każdym z czterech punktów podparcia szali wagowej. Przyjmując, że przez każdą parę wag tensometrycznych przebiega płaszczyzna równoległa do osi Z układ sił reakcyjnych i siły ciężkości analizuje się w czterech płaszczyznach π_1, π_2, π_3 oraz π_4 . Na poszczególnych płaszczyznach wyznacza się położenie rzutu środka ciężkości w postaci odległości między punktami przyłożenia sił R_i oraz R_{i+1} (rys. 9). Odległości te oznaczone zostały jako f_{12}, f_{23}, f_{43} i f_{14} . Ich wartości wyznacza się z równań momentów sił występujących na rozpatrywanej płaszczyźnie π_i . Dla każdej z płaszczyzn przypisane jest jedno równanie momentów względem dowolnie przyjętego bieguna (5-8). W równaniach tych pominięto reakcje podpór w kierunku osi x i y. Przyjęto ich nieznaczący udział i oddziaływanie tylko pionowych sił reakcyjnych.



Rys. 8. Schemat stanowiska wraz z reakcjami wyznaczanymi za pomocą wag tensometrycznych w czterech płaszczyznach pomiarowych [A10]

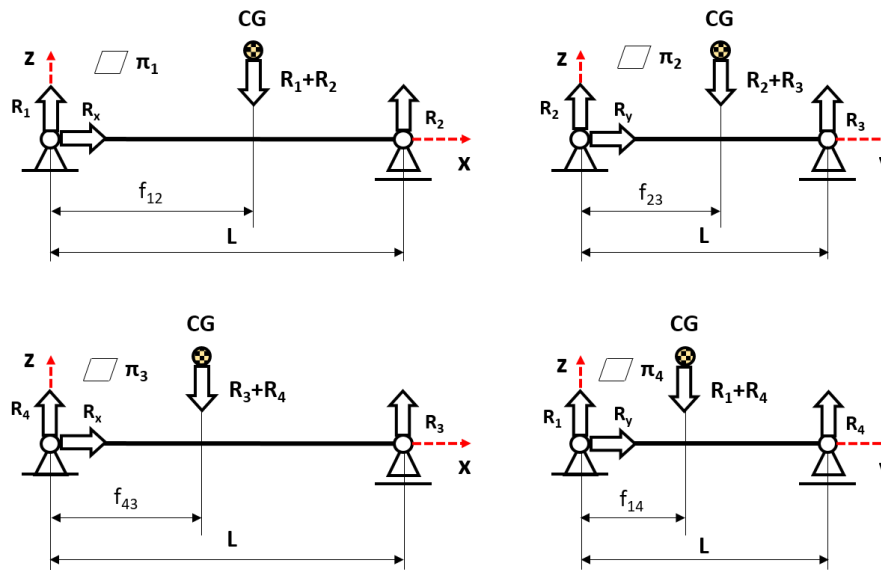
$$\sum M_{R_1} = 0: -(R_1 + R_2) \cdot f_{12} + R_2 \cdot L_1 = 0 \rightarrow f_{12} = \frac{R_2 \cdot L_1}{(R_1 + R_2)}, \quad 5$$

$$\sum M_{R_2} = 0: -(R_2 + R_3) \cdot f_{23} + R_3 \cdot L_2 = 0 \rightarrow f_{23} = \frac{R_3 \cdot L_2}{(R_2 + R_3)}, \quad 6$$

$$\sum M_{R_4} = 0: -(R_3 + R_4) \cdot f_{43} + R_3 \cdot L_1 = 0 \rightarrow f_{43} = \frac{R_3 \cdot L_1}{(R_3 + R_4)}, \quad 7$$

$$\sum M_{R_1} = 0: -(R_1 + R_4) \cdot f_{14} + R_4 \cdot L_2 = 0 \rightarrow f_{14} = \frac{R_4 \cdot L_2}{(R_1 + R_4)}, \quad 8$$

Gdzie: Q – ciężar człowieka wraz z wózkiem inwalidzkim, $f_{12}, f_{23}, f_{43}, f_{14}$ – odległości położenia środka ciężkości względem początku układu współrzędnych na każdej z płaszczyzn pomiarowych, R_1, R_2, R_3, R_4 – reakcje w punktach zamocowania wag tensometrycznych, L_1 – odległość między wagami tensometrycznymi W_1 i W_2 oraz W_4 i W_3 , L_2 – odległość między wagami tensometrycznymi W_2 i W_3 oraz W_1 i W_4 .

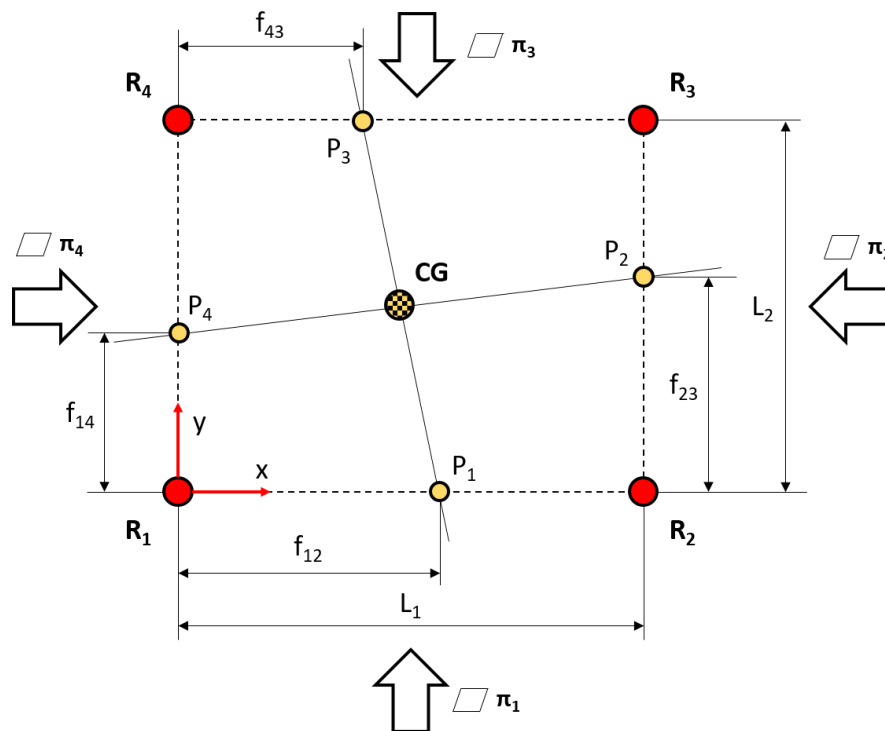


Rys. 9. Schematy belek obrazujących położenie środka ciężkości człowieka na wózku inwalidzkim na każdej z czterech płaszczyzn pomiarowych [A10]

Wykorzystując wyznaczone odległości f_i (rys. 10) zaznaczono je na bokach prostokąta wykreślonego na punktach przyłożenia sił reakcyjnych R_i . Następnie przez zaznaczone na bokach prostokąta punkty P_i przeprowadzić można dwie proste. Proste te przecinają się w jednym punkcie na płaszczyźnie XY (rys. 10). Współrzędne tego punktu (9, 10) to jednocześnie współrzędne opisujące położenie środka ciężkości układu człowiek-wózek inwalidzki dla jednego pomiaru wag tensometrycznych na płaszczyźnie XY .

$$x = \frac{-\frac{L_2 f_{12}}{f_{43} - f_{12}} - f_{14}}{\left(\frac{f_{23} - f_{14}}{L_1}\right) - \left(\frac{L_2}{f_{43} - f_{12}}\right)} \quad (9)$$

$$y = \frac{\left(\frac{f_{23} - f_{14}}{L_1}\right) \left(\frac{L_2 f_{12}}{f_{43} - f_{12}}\right) - \left(\frac{f_{23} - f_{14}}{L_1}\right) f_{14}}{\left(\frac{f_{23} - f_{14}}{L_1}\right) - \left(\frac{L_2}{f_{43} - f_{12}}\right)} + f_{14} \quad (10)$$



Rys. 10. Schemat metody wyznaczania położenia środka ciężkości na płaszczyźnie XY [A10]

Wyznaczana za pomocą powyższej metody zmienność położenia środka ciężkości obrazowana jest za pomocą chmury punktów trudnej w interpretacji statystycznej i implementacji do modeli matematycznych. Dlatego dodatkowo opracowałem metodę opisu zbioru punktów obszarami eliptycznymi. Dokładny algorytm metody oraz jej zastosowanie przy analizie wybranych eksperymentów opisano w publikacji pt. „Describing a Set of Points with Elliptical Areas: Mathematical Description and Verification on Operational Tests of Technical Devices” (A1). Metoda opisu zbioru punktów obszarami eliptycznymi pozwala na zastąpienie dowolnej ilości punktów elipsą obrazującą obszar ich występowania na płaszczyźnie (rys. 11). Opisywana metoda powinna być stosowana do zbiorów punktów w których ilość wektorów wodzących punkty R_i (11) większych od średniej długości wektora wodzącego \bar{R} (12) jest zbliżona do ilości wektorów mniejszych od średniej długości wektora wodzącego. Zależność tą można sprawdzić wyznaczając wartość współczynnika równomierności rozkładu Δ_p (13) analizowanych punktów $P_i(x_i; y_i)$ względem geometrycznego środka ciężkości analizowanego zbioru $\bar{P}(\bar{x}; \bar{y})$ (14, 15). W przypadku opisywanej metody wartość współczynnika Δ_p Powinna być zbliżona do 0,5.

A1 **Wieczorek, B., Kukla, M., & Warguła, Ł. (2022).** Describing a Set of Points with Elliptical Areas: Mathematical Description and Verification on Operational Tests of Technical Devices. *Applied Sciences*, 12(1), 445

Punktacja
MNIŚW: 100
pkt.

Impact
factor:
2,679

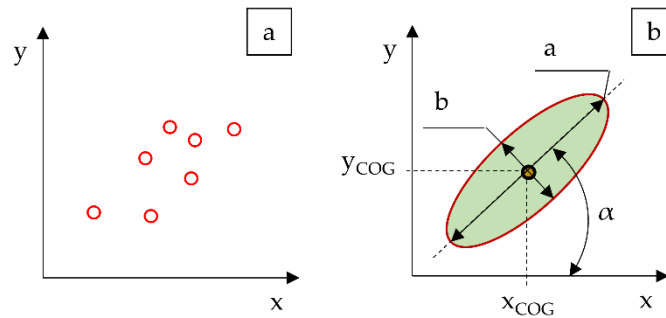
$$R_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2} \quad (11)$$

$$\bar{R} = \frac{\sum_{i=1}^n R_i}{n} \quad (12)$$

$$\Delta_p = \frac{n_{min}}{n} \quad (13)$$

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (14)$$

$$\bar{y} = \frac{\sum_{i=1}^n y_i}{n} \quad (15)$$



Rys. 11. Schematyczne zobrazowanie metody zastępowanie dowolnego zbioru punktów (a) elipsą określającą obszar występowania punktów na analizowanej płaszczyźnie (b) [A1]

Zastosowanie metody na zbiorze punktów spełniającym omówione powyżej właściwości powoduje jego zastąpienie elipsą zdefiniowaną za pomocą pięciu parametrów położenia środka elipsy x_{COG} (16) i y_{COG} (17), kąta pochylenia linii kierunkowej α (18), długości półosi a (19) równoległej do linii kierunkowej i długości półosi b (20) prostopadłej do linii kierunkowej.

$$x_{COG} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (16)$$

$$y_{COG} = \frac{\sum_{i=1}^n y_i}{n} \quad (17)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \right) \quad (18)$$

$$a = 2\sigma_x = 2 \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x'_i - \bar{x}')^2}{n}} \quad (19)$$

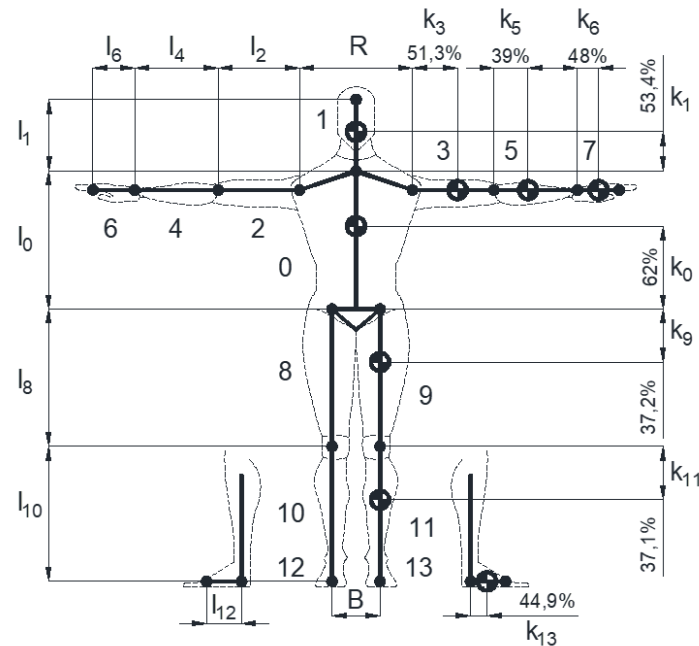
$$b = 2\sigma_y = 2 \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y'_i - \bar{y}')^2}{n}} \quad (20)$$

Wykorzystana w moich badaniach hamownia do wózków inwalidzkich ze względu na sposób eksploatacji wózka inwalidzkiego umożliwiła na pomiar środka ciężkości tylko w płaszczyźnie poziomej. Chcąc wypełnić powstałą lukę w postaci położenia środka ciężkości na osi pionowej opracowałem analityczną metodę wyznaczania położenia środka ciężkości bazującą na podziale ciała człowieka na czternaście segmentów (rys. 12).

Metoda ta została opisana w publikacji pt. „The analytical method of determining the center of gravity of a person propelling a manual wheelchair.” (A25) w której wyprowadziłem równania

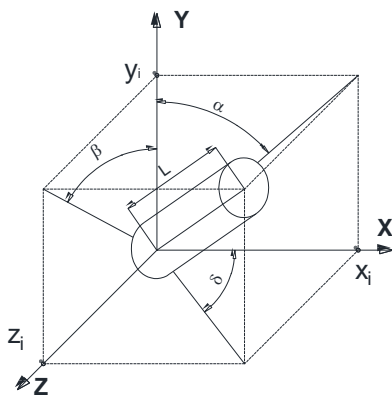
definiujące położenie środka ciężkości całego ciała człowieka w trójwymiarowym układzie odniesienia. W wyprowadzonym modelu matematycznym położenie środka ciężkości ciała człowieka uzależnione było od położenia członu kinematycznego składającego się z dowolnej liczby segmentów.

A25 **Wieczorek, B., Górecki, J., Kukla, M., & Wojtkowiak, D. (2017). The analytical method of determining the center of gravity of a person propelling a manual wheelchair. *Procedia Engineering*, 177, 405-410** Punktacja MNiSW: 15 pkt.



Rys. 12. Schemat modelu segmentowego. 0 – tułów, 1 – głowa, 2 i 3 – przedramiona, 4 i 5 – ramiona, 6 i 7 – dłonie, 8 i 9 – uda, 10 i 11 – podudzia, 12 i 13 – stopy [A25] (Opis w tekście)

Zgodnie z przyjętą metodą każdy segment zdefiniowano: długością l_i , kątem pochylenia segmentu α_i między OY_i a rzutem segmentu na płaszczyznę X_iY_i , kątem β_i między OY_i a rzutem segmentu na płaszczyznę Z_iY_i i kątem δ_i między OX_i a rzutem segmentu na płaszczyznę X_iZ_i (rys. 13).



Rys. 13. Schemat kątów między rzutami segmentu a osiami X, Y i Z [A25]

Przedstawienie długości l_i i-tego segmentu ciała w współrzędnych kartezjańskich (x_i, y_i, z_i) polega na jego zrzutowaniu (21-25). Wykorzystując współrzędne końca i-tego segmentu i

współczynniki położenia środka ciężkości segmentu k_i model segmentowy człowieka można opisać za pomocą macierzy P_i zawierającą współrzędne położenia końca (x_i, y_i, z_i) i środka ciężkości $(k_i x_i, k_i y_i, k_i z_i)$ i -tego segmentu względem jego lokalnego układu odniesienia.

$$x_i = \begin{cases} \frac{l_i \tan \alpha_i}{\sqrt{(\tan \alpha_1)^2 + 1 + (\tan \beta_i)^2}} \vec{i}, & \leftrightarrow \alpha_i \neq \left| \frac{\pi}{2} \right| \vee \beta_i \neq \left| \frac{\pi}{2} \right| \\ l_i \cos \delta_i \vec{i}, & \leftrightarrow \alpha_i = \left| \frac{\pi}{2} \right| \vee \beta_i = \left| \frac{\pi}{2} \right| \end{cases} \quad (21)$$

$$y_i = \begin{cases} \frac{l_i}{\sqrt{(\tan \alpha_1)^2 + 1 + (\tan \beta_i)^2}} \vec{j}, & \leftrightarrow \alpha_i \neq \left| \frac{\pi}{2} \right| \vee \beta_i \neq \left| \frac{\pi}{2} \right| \\ 0, & \leftrightarrow \alpha_i = \left| \frac{\pi}{2} \right| \vee \beta_i = \left| \frac{\pi}{2} \right| \end{cases} \quad (22)$$

$$z_i = \begin{cases} \frac{l_i \tan \beta_i}{\sqrt{(\tan \alpha_1)^2 + 1 + (\tan \beta_i)^2}} \vec{k}, & \leftrightarrow \alpha_i \neq \left| \frac{\pi}{2} \right| \vee \beta_i \neq \left| \frac{\pi}{2} \right| \\ l_i \sin \delta_i \vec{k}, & \leftrightarrow \alpha_i = \left| \frac{\pi}{2} \right| \vee \beta_i = \left| \frac{\pi}{2} \right| \end{cases} \quad (23)$$

$$P_i = \begin{bmatrix} x_i & k_i \cdot x_i \\ y_i & k_i \cdot y_i \\ z_i & k_i \cdot z_i \end{bmatrix} \quad (24)$$

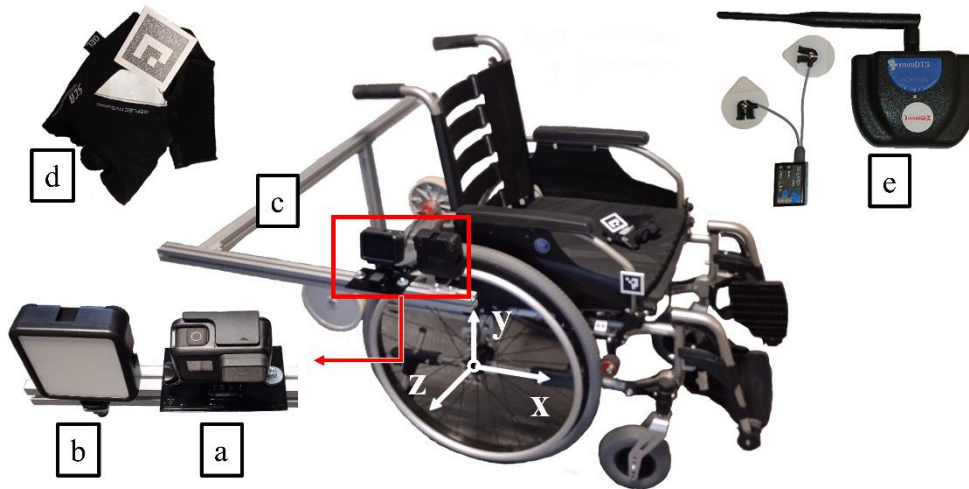
$$CG = \left(\frac{\sum (e_{xi} + P_{i_{12}}) k_{mi} m_{cz}}{m_{cz}}; \frac{\sum (e_{yi} + P_{i_{22}}) k_{mi} m_{cz}}{m_{cz}}; \frac{\sum (e_{zi} + P_{i_{32}}) k_{mi} m_{cz}}{m_{cz}} \right) \quad (25)$$

Opracowana metoda analitycznego wyznaczania położenia środka ciężkości ciała człowieka wymaga znajomości kątów pomiędzy analizowanymi segmentami. W tym celu aby pozyskać takie dane opracowałem metodę przechwytywania położenia segmentów ciała człowieka w warunkach dynamicznych. Metodę opisano w publikacji pt. „The method of measuring motion capture in wheelchairs during actual use—description of the method and model of measuring signal processing.” (A26). Na uwagę zasługuje zaimplementowanie w metodzie algorytmu OpenCV lokalizującego położenia markerów Aruco popularnie nazywanymi kodami QR. Wykorzystanie tych gotowych algorytmów pozwoliło na zbudowanie taniej i łatwej w wykorzystaniu podczas badań rzeczywistych aparatury będącej modułem dołączanym do wózka inwalidzkiego. Moduł ten składał się z kamery GoPro HERO 7 (a) i lampy doświetlającej (b) zamocowanych na wysięgniku (c) trwale połączonym z ramą wózka inwalidzkiego (rys. 14). Ciało człowieka było wyposażone w markery (d), oraz dodatkowo możliwe jest zastosowanie elektrod mierzących sygnał EMG (e). Tak zaprojektowana aparatura umożliwiała powiązanie pomiaru aktywności mięśniowej z kinematyką ciała człowieka.

A26

Wieczorek, B., & Kukla, M. (2021, November). *The method of measuring motion capture in wheelchairs during actual use—description of the method and model of measuring signal processing.* In *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering (Vol. 1199, No. 1, p. 012084).* IOP Publishing.

Punktacja
MNIŚW: 5 pkt.



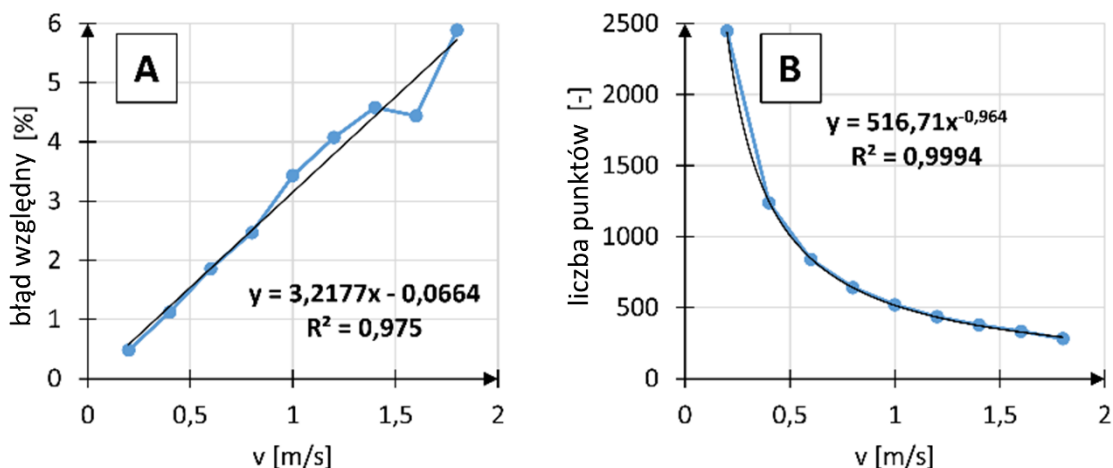
Rys. 14. Wykorzystana w badaniu aparatura pomiarowa, gdzie: a – kamera, b – lampa doświetlająca, c – wysięgnik, d – marker Aruco, e – aparat EMG [A26]

Ze względu na implementację algorytmów openCV w nowym zastosowaniu i prototypowy charakter aparatury badawczej w pierwszej kolejności postanowiłem zweryfikować działanie metody i określić jej dokładność. Wyniki tych badań opublikowano w pracy pt. „The effects of ArUco marker velocity and size on motion capture detection and accuracy in the context of human body kinematics analysis” (A13). W pracy tej stwierdzono że błąd w detekcji markera i prawdopodobieństwo detekcji jest powiązane z jakością kamery i prędkością ruchu markera. Przy czym dominujący wpływ ma prędkość ruchu markera (rys. 15).

A13

Wieczorek, B., Warguła, Ł., Kukła, M., Kubacki, A., & Górecki, J. (2020). The effects of ArUco marker velocity and size on motion capture detection and accuracy in the context of human body kinematics analysis. *Technical Transactions*, 117(1)

Punktacja
MNIŚW: 20
pkt.



Rys. 15. Błąd względny (A) i liczba punktów detekcji (B) w funkcji prędkości markera [A13]

Na podstawie uzyskanych wyników dopuszczono metodę pomiaru do dalszych badań ponieważ błąd względny dla prędkości obserwowanych w kinematyce ręki i wózka inwalidzkiego nie przekraczał 6%.



Istotnym elementem opracowywanych procedur badawczych było opracowanie metody przetwarzania sygnału EMG wyrażonego w mV na wysiłek mięśniowy wyrażany w procentowym wykorzystaniu analizowanej grupy mięśniowej. Istotność ta wynikała z możliwości powiązania czynności napędzania wózka inwalidzkiego z konsumpcją dostępnych dla pacjenta zasobów energetycznych

Podstawowym elementem przy wyznaczaniu aktywności mięśniowej jest określenie maksymalnego dobrowolnego skurczu MVC mięśnia. W związku z tym w ramach projektu NCBR LIDER VII kierowałem pracami zespołu oraz brałem udział w badaniach nad metodyką przeprowadzania statycznego testu maksymalnego dobrowolnego skurczu MVC mięśnia, których wyniki opisano w publikacji pt. „Development of methods for performing the maximum voluntary contraction (MVC) test” (A24). Zrealizowane badania pozwoliły dobrać zestaw ćwiczeń pozwalających na określenie MVC dla grup mięśniowych najbardziej aktywnych podczas napędzania wózka inwalidzkiego. Metodyka ta była wykorzystywana przeze mnie w wszystkich późniejszych pracach poruszających zagadnienie wysiłku mięśniowego MA, który był liczony na podstawie pomiaru MVC podczas badania napędzania wózka inwalidzkiego i maksymalnego MVC zmierzonego podczas statycznej próby (26). Te wstępne badania były niezbędne i pozwoliły uzyskać wyniki które mogą być porównywane w wynikami innych badaczy. Stąd też w literaturze procedurę wyznaczania maksymalnego MVC nazywa się również procedurą normalizacji.

A24 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.

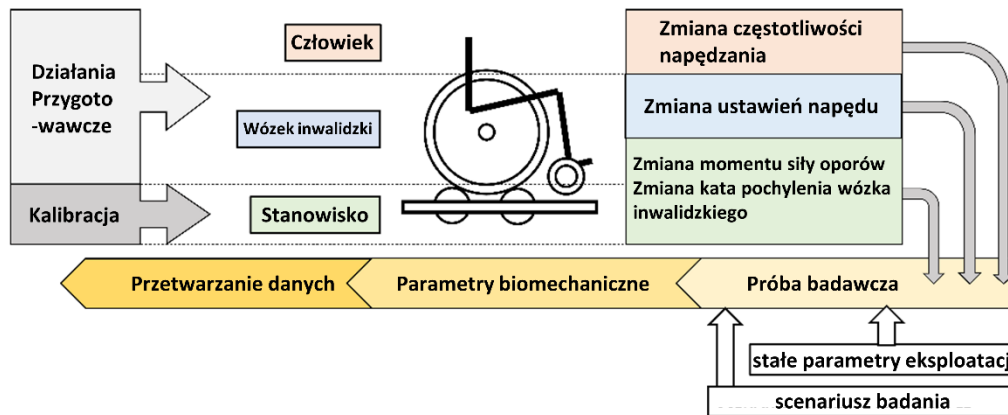
Punkcja
MNIŚW: 15 pkt.

$$MA = \frac{MVC}{MVC_{max}} [-] \quad (26)$$

Wykorzystując wszystkie powyższe procedury, metody oraz stanowiska badawcze opracowano kompletną próbę pomiarową parametrów biomechanicznych związanych z eksploatacją ręcznych napędów wózka inwalidzkiego na hamowni do wózków inwalidzkich. Przebieg tej próby opisano w publikacji pt. „Procedure for measuring the biomechanical parameters of the wheelchair propulsion process with the use of a wheelchair dynamometer” (A17). Prawidłowa realizacja próby pomiarowej (rys. 16) wymaga przyjęcia określonej procedury badawczej stałej dla każdego badanego obiektu. Każda realizowana próba pomiarowa powinna być poprzedzona odpowiednim procesem przygotowawczym i kalibracyjnym. Przygotowaniu podlega system człowiek-wózek inwalidzki a kalibracji stanowisko badawcze jako urządzenie symulujące ruch i jednocześnie mierzące parametry biomechaniczne. Odnosząc się do samej próby pomiarowej, charakteryzuje się ona stałą sekwencją czynności wykonywanych przez zespół badający oraz osobą badaną.

A17 **Wieczorek B.**, Kukła M. (2019): Procedure for measuring the biomechanical parameters of the wheelchair propulsion process with the use of a wheelchair dynamometer, W: Research on the biomechanics of manual wheelchair drive for innovative manual and hybrid drives, **red. Bartosz Wieczorek**, Publishing House Kazimierz Pulaski University of Technology and Humanities in Radom, s. 53-63

Punkcja
MNIŚW: 20
pkt.

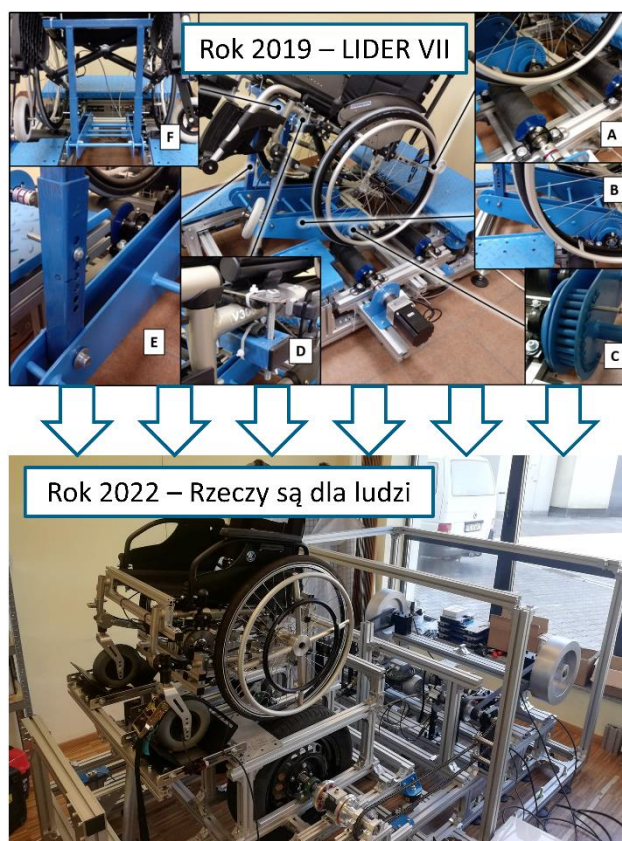


Rys. 16. Schemat przyjętej podczas badań próby pomiarowej [A17]

Należy zaznaczyć, że opracowana procedura badawcza parametrów biomechanicznych składała się z kilku pod-procedur wykorzystujących własną aparaturę pomiarową. W ujęciu całościowym cała ta aparatura stanowiła moduły dodatkowe hamowni do wózków inwalidzkich. Przy czym moduły te mogły być również odseparowane i pracować niezależnie od hamowni. (np. EMG, Motion Capture). Takie podejście umożliwia wykonywanie wybranych badań w warunkach rzeczywistych co pozwala uzupełnić badania laboratoryjne o dane nie możliwe do zmierzenia w warunkach symulowanych.

W ramach budowy stanowisk badawczych zaprojektowano, opatentowano i zbudowano dwa stanowiska. Hamownię do wózków inwalidzkich (P12) oraz stanowisko do pomiaru oporów ruchu wózka inwalidzkiego (P11). W mojej dalszej działalności naukowej głównym stanowiskiem badawczym była hamownia do wózków inwalidzkich, która w swojej podstawowej wersji umożliwiała pomiar położenia środka ciężkości ciała człowieka, drogi, prędkość i przyspieszenie mierzonych niezależnie dla każdego z kół wózka inwalidzkiego. Po doposażeniu stanowiska w dodatkowe moduły pomiarowe umożliwiało ono dodatkowo na pomiar elektromiografii powierzchniowej EMG, oraz przemieszczenie segmentów ciała człowieka (Motion Capture – z ang. Przechwytywanie ruchu). Warto nadmienić, że hamownia do wózków inwalidzkich jest dalej rozwijana (rys. 17). Obecnie została ona przebudowana i ulepszona funkcjonalnie. Prace te wykonane zostały w ramach projektu NCBR „Rzeczy są dla ludzi” w którym biorę udział jako główny badacz. W nowej wersji hamowni dodano pomiar momentu napędowego bezpośrednio na kole napędowym wózka inwalidzkiego oraz ulepszono moduł symulujący warunki terenowe i sprzężenie kół wózka inwalidzkiego z rolkami trakcyjnymi.

- | | | |
|-----|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------|
| P11 | Wiczorek B., Warguła Ł., Waluś K.J., Kukla M.: Urządzenie do pomiaru siły oporów toczenia obiektów wyposażonych w układ jezdny, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239410, 2021 | Punktacja
MNiSW: 70 pkt. |
| P12 | Górecki J., Wiczorek B., Kukla M., Wilczyński D., Wojtkowiak D.: Urządzenie do symulacji warunków eksploatacji i pomiaru parametrów dynamicznych wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. zgłoszenia P.424482, 2021 | Punktacja
MNiSW: 70 pkt. |



Rys. 17. Rozwój hamowni do wózków inwalidzkich na przestrzeni dwóch grantów naukowych LIDER VII i „Rzeczy są dla ludzi” obserwowany w latach 2019-2022

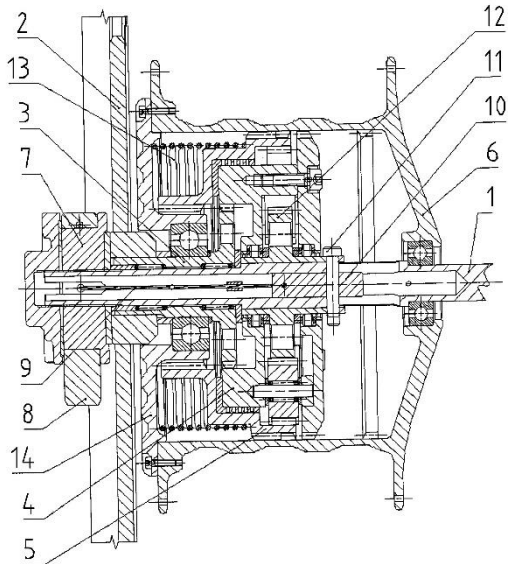
3.7.2 Opracowane i budowa badanych prototypów

Po realizacji etapu metodycznego przystąpiono do realizacji prac konstrukcyjno-projektowych w ramach których opracowane zostały funkcjonalne prototypy innowacyjnych wózków inwalidzkich i układów napędowych. Realizacja tego etapu mojej działalności naukowej była niezbędna ponieważ dostarczyła obiektów badawczych które umożliwiły realizację badań eksploatacyjnych w warunkach rzeczywistych. Wykorzystanie funkcjonalnych prototypów umożliwiło ich modyfikację na podstawie wskazówek pozyskanych w badaniach eksploatacyjnych. W efekcie czego poprawie ulegały parametry biomechaniczne definiujące współpracę człowieka z wózkiem inwalidzkim podczas jego napędzania.

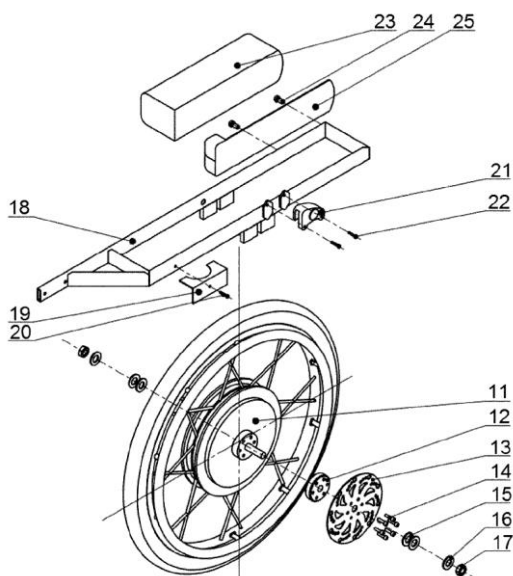
W trakcie prac nad konceptowaniem i projektowaniem innowacyjnych ręcznych napędów wózków inwalidzkich kierowano się zasadami metodyki projektowania zorientowanego na człowieka (Human Centred Design). W ramach mojego osiągnięcia naukowego zaprojektowałem i wytworzyłem prototypy urządzeń które podzielić można na nowe ręczne napędy zastępujące klasyczny napęd ciągowy oraz moduły modyfikujące napęd ciągowy. Wśród opracowanych nowych napędów wyróżnić można: dźwigniowy system napędowy wózka inwalidzkiego (P1), piastę przekładniową wielobiegową do ręcznych wózków inwalidzkich (P2) (rys. 18), zestaw modyfikacyjny układu napędowego hybrydowego elektryczno-ręcznego (P6) (rys. 19).

P1 **Wieczorek B., Zabłocki M.:** Dźwigniowy system napędowy wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 223141, 2016 Punkcja MNISW: 30 pkt.

- P2 **Wieczorek B., Zabłocki M.:** *Piasta przekładniowa wielobiegowa do ręcznych wózków inwalidzkich, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 223142, 2016* Punkcja MNiSW: 30 pkt.
- P6 **Wieczorek B., Warguła Ł., Kukła M.:** *Zestaw modyfikacyjny układu napędu do hybrydowego elektryczno-ręcznego wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239350, 2021* Punkcja MNiSW: 70 pkt.



Rys. 18. Prototyp piasty przekładniowej wielobiegowej zamontowanej na wózku inwalidzkim, wykorzystywany w badaniach biomechanicznych [P1]



Rys. 19. Prototyp układu napędowego hybrydowego ręczno-elektrycznego zamontowany na wózku inwalidzkim, wykorzystywany w badaniach biomechanicznych [P2]

Z wymienionych innowacyjnych układów napędowych szczególnie korzystny jest napęd hybrydowy, o którego sukcesie świadczy szereg nagród zdobytych na targach sprzętu rehabilitacyjnego oraz na targach wynalazków. Napęd ten posiada cztery tryby pracy: tryb napędu ręcznego, tryb napędu całkowicie elektrycznego, tryb asysty pokonywania wzniesień, tryb wspomagania napędzania oraz tryb tempomatu.

Tryby napędu ręcznego i elektrycznego wykorzystują tylko jedno źródło energii siłę mięśni lub energię skumulowaną w akumulatorze. W trybach tych wózek inwalidzki jest napędzany tak jak w

klasycznym ręcznym wózku inwalidzkim lub tak jak w klasycznym wózku inwalidzkim z napędem elektrycznym.

Tryb asysty pokonywania wzniesień rozpoznaje pochylenie terenu i na tej podstawie dostarcza do układu moment napędowy generowany przez silniki napędowe. Tryb ten w swoim działaniu powinien redukować opory wynikające ze zmiany pochylenia drogi po jakiej porusza się wózek inwalidzki.

Pomysł na tryby asysty pokonywania wzniesień opierał się na rozpoznawaniu, przez sensory umieszczone na wózku inwalidzkim, kąta pochylenia terenu po jakim się on porusza. Na tej podstawie układ sterowania silnikami elektrycznymi miał redukować wszelkie zmiany w momencie oporów ruchu odbiegających od momentu oporów towarzyszących jeździe po równej i gładkiej nawierzchni. Ideę tą przedstawiono na schemacie rys. 20, zgodnie z nim wózek inwalidzki poruszający się po poziomej nawierzchni w przybliżeniu obciążony jest stałym momentem siły oporów zewnętrznych M_0 . W przypadku gdy wózek znajduje się na podjeździe wartość tego momentu zwiększona zostaje o moment siły oporów wzniesienia F_w wynikającej z masy wózka Q i kąta pochylenia podjazdu α (27).

$$M_i = M_0 + \frac{Q \sin(\alpha)D}{2} \quad (27)$$

Gdzie:

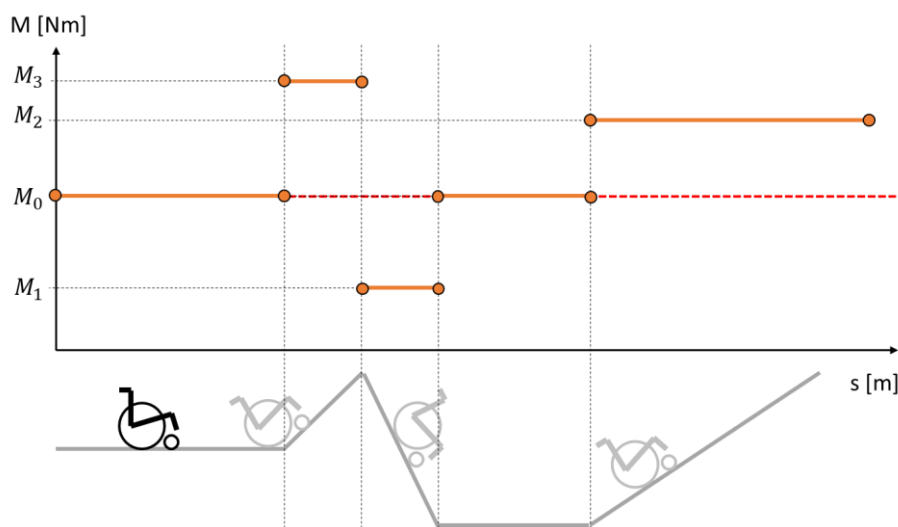
M_i – moment siły oporów zewnętrznych na i -tym odcinku drogi,

M_0 – moment siły oporów zewnętrznych na poziomym odcinku drogi,

Q – siła ciężkości wózka inwalidzkiego,

D – średnica koła napędowego,

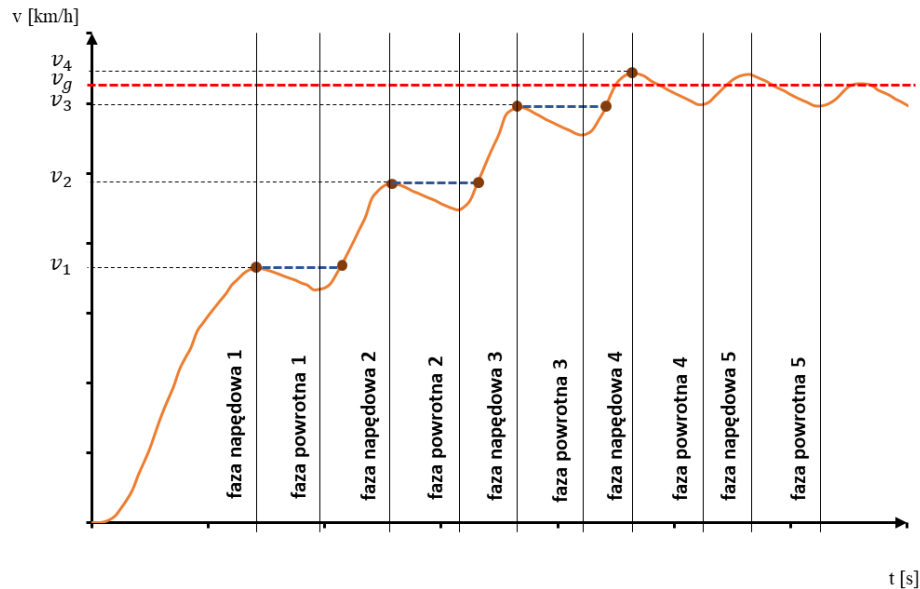
α – kąt pochylenia wzniesienia.



Rys. 20. Schemat zmiany momentu siły oporów zewnętrznych (opracowanie własne)

W przypadku trybu wspomaganie napędu ręcznego celem układu sterowania silnikami elektrycznymi jest utrzymywanie stały moment wspomagającego ustawianego indywidualnie przez użytkownika. Istotnym w tym trybie jest to że moment silników elektrycznych jest generowany tylko wtedy gdy użytkownik zainicjuje ruch po przez odpychanie ciągów.

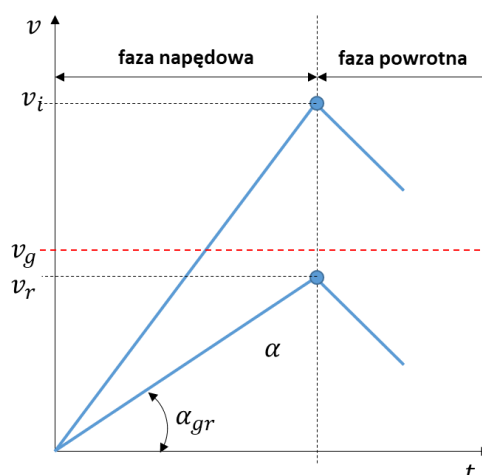
Ostatni tryb wspomagania rozpędzania ma za zadanie utrzymywać stałą prędkość wózka inwalidzkiego po przez niwelowanie jego zwalniania wynikającego oddziaływania siły oporów ruchu w fazie powrotnej dłoni na pozycję początkową na ciągach (rys. 21).



Rys. 21. Wykres zmiany prędkości wózka z naniesionymi prędkościami wynikającymi z asysty rozpędzania (opracowanie własne)

Chcąc uniknąć uruchomienia wspomagania rozpędzania podczas wykonywania manewrowania sprawdzane są dwa warunki logiczne których spełnienie powoduje rozpoczęcie programu wspomagającego. Pierwszy warunek sprawdza czy osiągnięto prędkość graniczną v_g a drugi warunek sprawdza czy użytkownik manewruje wózkiem czy też go rozpędza.

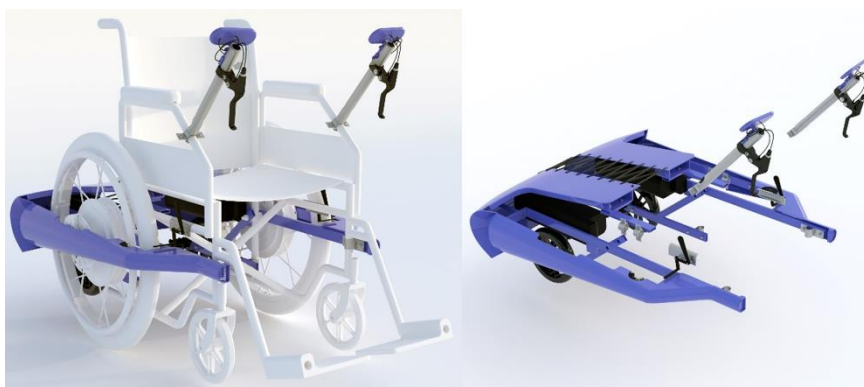
Na wykresie rys. 21 przedstawiono graficzną interpretację wykazującą różnicę między ruchem podczas manewrowania, w przypadku którego faza napędowa kończy się prędkością v_r , a ruchem podczas napędzania w którym faza napędowa kończy się prędkością v_i . Sprawdzenie czy prędkość v_r nie przekracza prędkości granicznej pozwala ocenić czy użytkownik nie wykonuje ruchów manewrowych z niską prędkością. Sprawdzenie kąta α pochylenia linii wzrostu prędkości pozwala określić czy do czynienia mamy z łagodnym przyspieszaniem, w którym nie jest wymagane wspomaganie rozpędzania.



Rys. 21. Wykres przebiegu zmiany prędkości w fazach napędowej i powrotnej dla rozpędzania wózka v_i i manewrowania wózkiem (opracowanie własne)

Mając na uwadze wysoki poziom dopasowania do napędu hybrydowego (P6) do indywidualnych możliwości fizycznych osoby z niepełnosprawnością ruchu postanowiono wzbogacić ten napęd o dwa moduły zwiększające jego funkcjonalność. Pierwszy z nich to karoseria wózka inwalidzkiego z zespołem mocowania (P7) (rys. 22). Karoseria oprócz właściwości estetycznych realizuje funkcję ochronną zabezpieczającą układ napędowy przed mechanicznym uszkodzeniem. Dodatkowo karoserię wyposażono w szczotki czyszczące ciągi wózka inwalidzkiego. Drugim modułem dedykowanym do napędu hybrydowego jest system kontroli gestem wózka inwalidzkiego z napędem elektrycznym (P8). Moduł ten umożliwia na sterowanie wózkiem inwalidzkim za pomocą ugięcia palca wskazującego i środkowego. Każdy z palców steruje jednym kołem napędowym. Kąt ugięcia palca przekłada się na prędkość obrotową silnika elektrycznego wchodzącego w skład napędu hybrydowego (P6).

- | | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <p>P6 Wieczorek B., <i>Warguła Ł., Kukla M.: Zestaw modyfikacyjny układu napędu do hybrydowego elektryczno-ręcznego wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239350, 2021</i></p> <p>P7 Wieczorek B., <i>Warguła Ł., Giedrowicz M.: Karoseria wózka inwalidzkiego z zespołem mocowania, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239351, 2021</i></p> <p>P8 Wieczorek B., <i>Rybarczyk D., Kubacki A.: System kontroli gestem wózka inwalidzkiego z napędem elektrycznym, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239351, 2021</i></p> | <p>Punktacja
MNiSW: 70 pkt.</p> <p>Punktacja
MNiSW: 70 pkt.</p> <p>Punktacja
MNiSW: 70 pkt.</p> |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|



Rys. 22. Wizualizacja opatentowanej karoserii wózka inwalidzkiego z zespołem mocowania

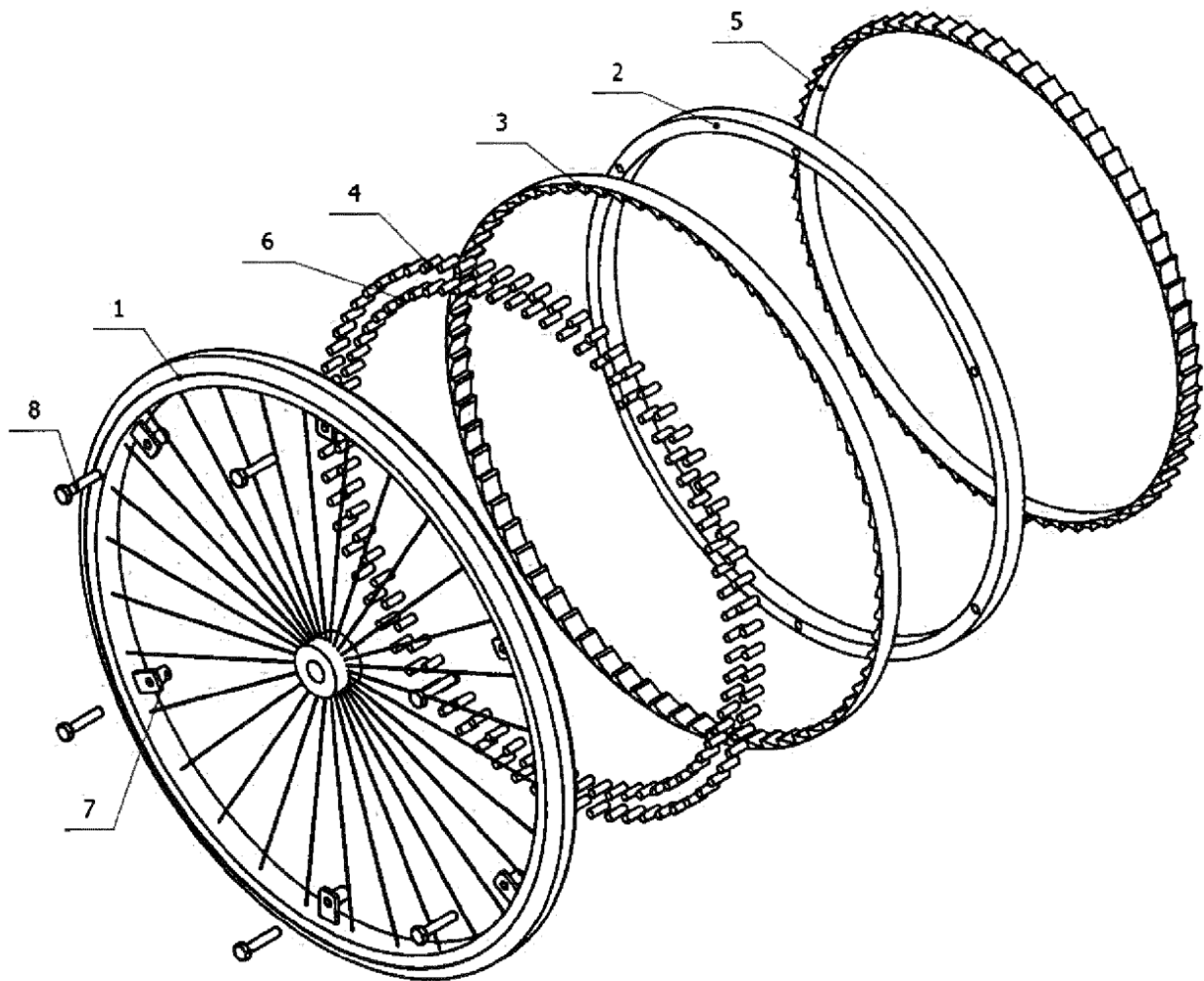


Przedstawione do tej pory układy napędowe charakteryzują się koniecznością znacznej ingerencji w konstrukcję bazową wózka inwalidzkiego. Przez co koniecznym było opracowanie ich jako moduły w całości zastępujących klasyczne koło napędowe wózka inwalidzkiego. Spowodowało to konieczność opracowania adapterów dopasowujących przyłącza na ramie do nowych modułów napędowych. Przykładem takiego adaptera jest stabilizator osi koła wózka inwalidzkiego (**P3**), którego zadaniem było mocowanie osi głównej piasty wielobiegowej (**P2**). Dodatkowo adapter ten realizował funkcję blokady obrotów osi głównej piasty.

- | | | |
|----|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------|
| P2 | Wieczorek B., Zabłocki M.: <i>Piasta przekładniowa wielobiegowa do ręcznych wózków inwalidzkich, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 223142, 2016</i> | Punktacja
MNIŚW: 30 pkt. |
| P3 | Wieczorek B., Kukła M.: <i>Stabilizator osi koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239438, 2021</i> | Punktacja
MNIŚW: 70 pkt. |

Mając na uwadze aspekty ekonomiczne i techniczne takiej modyfikacji wózka inwalidzkiego postanowiłem również opracować wraz z współpracującym zespołem moduły wzbogacające klasyczny napęd ciągowy bez konieczności wymiany koła napędowego i używania adapterów. Jednym z takich modułów wzbogacających klasyczny układ napędowy jest moduł ciągu do wózka inwalidzkiego (**P4**). Istotą tego wynalazku jest zastosowanie sprzęgła jednokierunkowego w ciągu (rys. 23). Sprzęgło to zapewnia napędzanie wózka inwalidzkiego tak jak w klasycznym napędzie cięgowym oraz pozwala na powrót dłonią na pozycję początkową bez konieczności puszczenia dłonią ciągu. Zastosowane sprzęgło oprócz usprawnienia napędzenia wózka inwalidzkiego zabezpiecza również kończynę górną przed obtarciami naskórka.

- | | | |
|----|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------|
| P4 | Warguła Ł. Wieczorek B.: <i>Ciąg do koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239411, 2021</i> | Punktacja MNIŚW:
70 pkt |
|----|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------|



Rys. 23. Schemat obrazujący budowę moduły ciągów z sprzęgłem jednokierunkowym [P4]

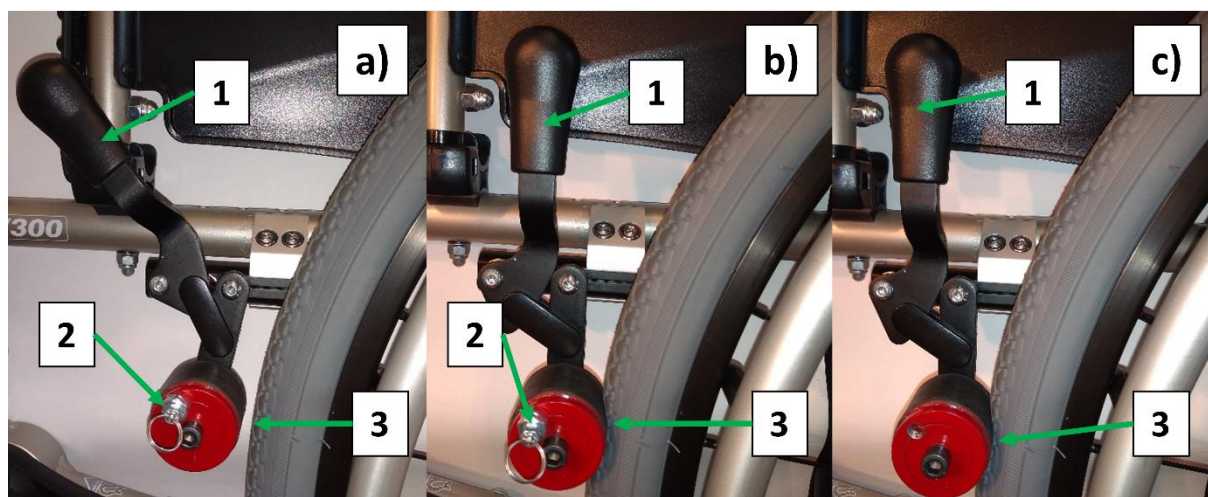
Innym opracowanym podczas realizacji osiągnięcia naukowego modułem dodatkowym, który może być wykorzystywany w dowolnym wózku inwalidzkim bez modyfikacji jego układu napędowego jest moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego. Moduł ten powstał w dwóch wariantach (**P5**, **P10**). Niezależnie od wariantu istotą tego modułu jest asystowanie podczas podjazdu pod wzniesienie. W trakcie podjazdu pod wzniesienie opory ruchu znacząco rosną. Wzrost oporów ruchu może osiągnąć taki poziom, że podczas fazy powrotnej dłoni napędzającej ciągi może wystąpić zjawisko staczania się wózka inwalidzkiego. Odpowiedzią na ten problem jest stosowanie modułu (rys. 24) blokującego ruch wsteczny wózka inwalidzkiego znajdującego się na wzniesieniu.

P5 **Wieczorek B.,** Warguła Ł., Kukła M.: Moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239693, 2021

Punktacja
MNiSW: 70 pkt.

P10 **Wieczorek B.,** Warguła Ł., Kukła M., Berdychowski M.: Moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239410, 2021

Punktacja
MNiSW: 70 pkt.



Rys. 22. Prototyp mechanizmu blokady cofania a) w pozycji rozłączonej, b) w funkcji hamulca postojowego, c) w funkcji blokady cofania gdzie: 1 – dźwignia standardowego hamulca wózka inwalidzkiego, 2 – zabezpieczenie zatraskowe, 3 – rolka blokady cofania [opracowanie własne]

3.7.3 Badania eksploatacyjne ręcznych układów napędowych

Jądrzem opisywanego osiągnięcia naukowego były badania eksploatacyjne rzeczywistych prototypów, które pozwoliły na weryfikację ich funkcjonalności, wyznaczenie nowych kierunków rozwoju innowacyjnych układów napędowych oraz opracowanie powiązań pomiędzy wybranymi parametrami biomechanicznymi. Realizacja tych badań w sprzężeniu zwrotnym z całą czas rozwijanymi prototypami układów napędowych pozwoliła wpłynąć na rozwój układów napędowych ręcznych wózków inwalidzkich. Rozwój ten polegał na zwiększeniu funkcjonalności ręcznego napędu wózka inwalidzkiego oraz jego dopasowaniu do indywidualnych potrzeb i możliwości fizycznych użytkownika. Podczas realizowanych badań eksploatacyjnych analizowałem takie parametry biomechaniczne jak położenie środka ciężkości ciała człowieka w warunkach dynamicznych, aktywność mięśniową, kinematykę i dynamikę ruchu wózka inwalidzkiego oraz kinematykę ciała człowieka.

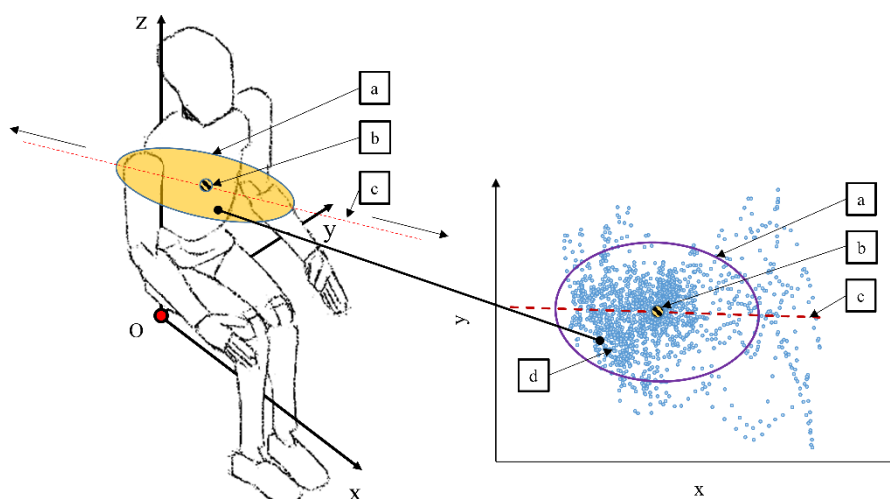
Podczas analizy zmienności położenia środka ciężkości ciała człowieka w warunkach dynamicznych sprawdzałem jak napędzanie wózka inwalidzkiego wpływa na rozkład położenia środka ciężkości. Analiza tego parametru w warunkach dynamicznych stanowi nowość ponieważ powszechnie pomiar położenia środka ciężkości wykonywany jest w warunkach statycznych. Badania zmiany środka ciężkości w warunkach dynamicznych wykonywano na hamowni do wózków inwalidzkich (P12). Natomiast do analizy i przetwarzania zmierzonych danych wykorzystano metodę opisu zbioru punktów obszarami eliptycznymi (A1)

A1	Wieczorek, B, Kukła, M., & Warguła, Ł. (2022). Describing a Set of Points with Elliptical Areas: Mathematical Description and Verification on Operational Tests of Technical Devices. <i>Applied Sciences</i> , 12(1), 445	Punktacja MNIŚW: 100 pkt.	Impact factor: 2,679
P12	Górecki J., Wieczorek B., Kukła M., Wilczyński D., Wojtkowiak D.: Urządzenie do symulacji warunków eksploatacji i pomiaru parametrów dynamicznych wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. zgłoszenia P.424482, 2021	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	

Główne badanie nad zmiennością środka ciężkości ciała człowieka miała na celu sprawdzić jaki wpływa ma rodzaj wykorzystywanego układu napędowego. Badania te opublikowano w pracy pt. „The

symmetric nature of the position distribution of the human body center of gravity during propelling manual wheelchairs with innovative propulsion systems” (A6). Badania zakładały analizę trzech wózków inwalidzkich: z klasycznym napędem ciągowym, piasta wielobiegową (P2) oraz z napędem hybrydowym ręczno-elektrycznym (P6). W pracy analizowano zmienność rozkładu środka ciężkości opisując ją obszarami eliptycznymi (rys. 23) położonymi na płaszczyźnie poziomej.

A6	Wieczorek, B., Kukla, M., & Warguła, Ł. (2021). <i>The symmetric nature of the position distribution of the human body center of gravity during propelling manual wheelchairs with innovative propulsion systems.</i> <i>Symmetry</i> , 13(1), 154. Punkcja MNiSW: 70 pkt., Impact factor: 2,713	Punkcja MNiSW: 70 pkt.	Impact factor: 2,713
P2	Wieczorek B., Zabłocki M.: <i>Piasta przekładniowa wielobiegowa do ręcznych wózków inwalidzkich</i> , Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 223142, 2016	Punkcja MNiSW: 30 pkt.	
P6	Wieczorek B., Warguła Ł., Kukla M.: <i>Zestaw modyfikacyjny układu napędu do hybrydowego elektryczno-ręcznego wózka inwalidzkiego</i> , Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239350, 2021	Punkcja MNiSW: 70 pkt.	

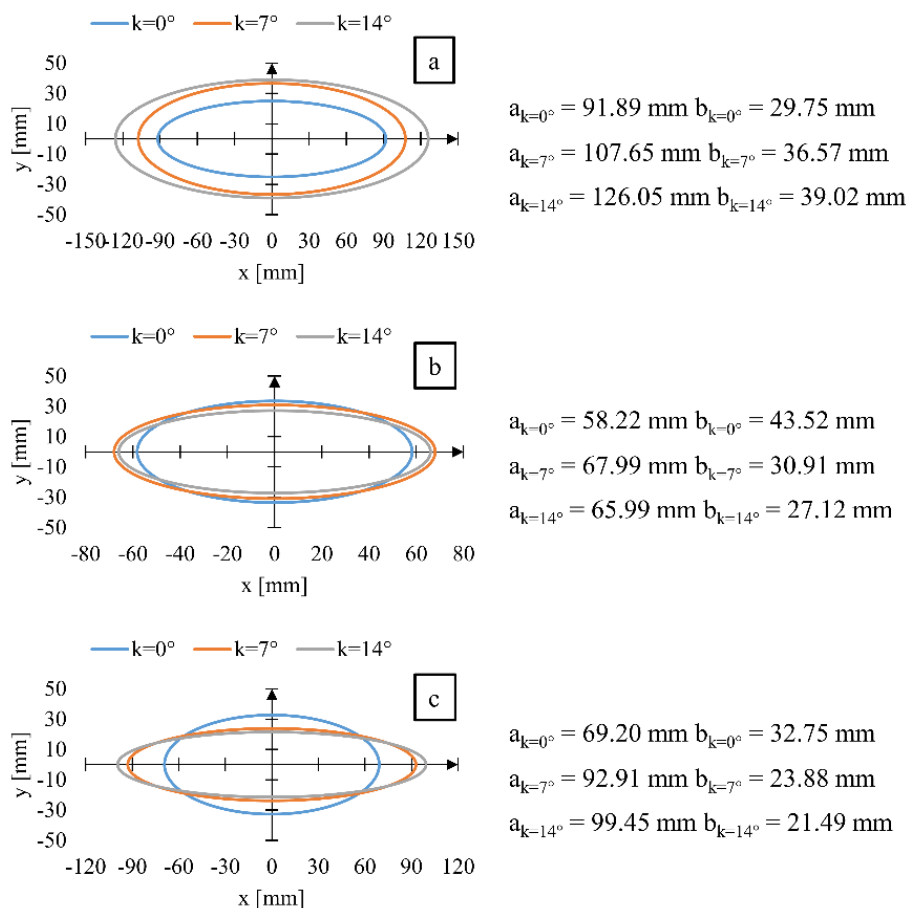


Rys. 23. Schemat umiejscowienia analizowanych elips w przestrzeni ciała badanego pacjenta, gdzie: a – elipsa będąca obszarem zmienności położenia środka ciężkości ciała człowieka, b – środek elipsy, c – linia kierunkowa, d – zmierzone położenia środka ciężkości podczas próby pomiarowej [opracowanie własne]

Dla każdej elipsy wykonano dekompozycję wyodrębniając takie parametry jak środek elipsy, kąt pochylenia elipsy i jej wymiary (rys. 24-26). Analiza wymiarów elipsy (rys. 24) wykazała, że niezależnie od rodzaju zastosowanego typu układu napędowego kąt pochylenia wózka inwalidzkiego wywiera wpływ na wymiary geometryczne wykreślanych elips. W przebadanych układach napędowych zaobserwowano różnice długości półosi wynoszące: 17.08 mm dla półosi a (Δa) i 4.63 mm dla półosi b (Δb) przy napędzie wielobiegowym, 15.13 mm dla półosi a (Δa) i 5.63 mm dla półosi b (Δb) przy napędzie klasycznym ciągowym, oraz 5.89 mm dla półosi a (Δa) i 8.20 mm dla półosi b (Δb) przy napędzie hybrydowym. Na podstawie wyznaczonych wymiarów elips stwierdzono, że największy obszar zmienności położenia środka ciężkości ciała człowieka zmierzono dla wózka z napędem wielobiegowym. W przypadku tego wózka średnia długość półosi a ($M a$) wyniosła 108.53 mm, natomiast półosi b ($M b$) 35.11mm. Najmniejszy obszar zmienności środka ciężkości zaobserwowano dla wózka inwalidzkiego z napędem hybrydowym, dla którego średnia długość półosi a ($M a$) wyniosła 64.07 mm, natomiast półosi b ($M b$) wyniosła 33.85 mm.

Jest to istotne spostrzeżenie które może świadczyć o tym że modyfikacja klasycznego ręcznego układu napędowego przekłada się na zmianę rozkładu położeń środka ciężkości ciała człowieka w

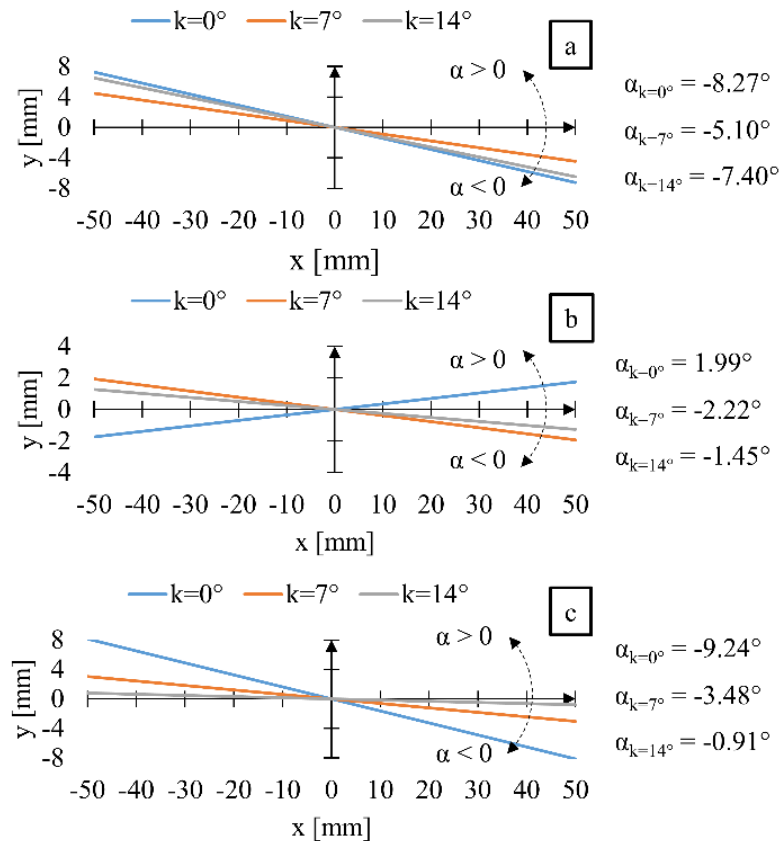
warunkach dynamicznych. Różnice w wymiarach obszarów zmienności położenia środka ciężkości wynikają z kinematyki ciała człowieka napędzającego wózek inwalidzki. Zaprezentowane wyniki wymiarów elips wykazują, że korzystnym jest wykorzystywanie układów wspomagających ręczny napęd ciągowy. Podczas ich wykorzystywania występują najmniejsze przyrosty wymiarów obszaru zmienności położenia środka ciężkości ciała człowieka w wyniku zmiany parametrów eksploatacji wózka inwalidzkiego.



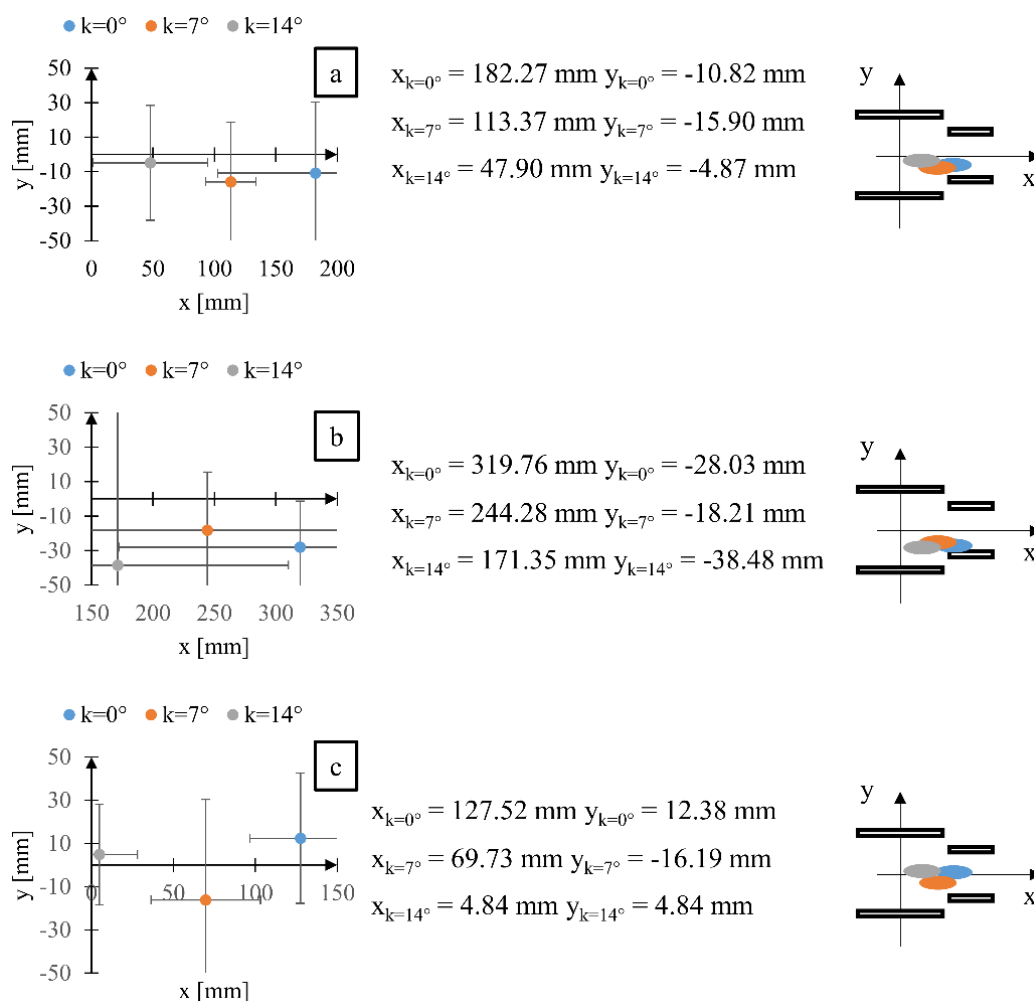
Rys. 24. Wykresy elips opisujących zmienność położenia środka ciężkości ciała człowieka w zależności od kąta pochylenia wózka inwalidzkiego k dla (a) wózka inwalidzkiego z napędem ręcznym wielobiegowym, (b) napędem hybrydowym, (c) klasycznym ręcznym, gdzie $a_{k=0^\circ}$ – długość półosi leżącej na osi kierunkowej przy napędzaniu wózka pochylonego pod kątem 0° , $a_{k=7^\circ}$ – długość półosi leżącej na osi kierunkowej przy napędzaniu wózka pochylonego pod kątem 7° , $a_{k=14^\circ}$ – długość półosi leżącej na osi kierunkowej przy napędzaniu wózka pochylonego pod kątem 14° , $b_{k=0^\circ}$ – długość półosi prostopadłej do osi kierunkowej przy napędzaniu wózka pochylonego pod kątem 0° , $b_{k=7^\circ}$ – długość półosi prostopadłej do osi kierunkowej przy napędzaniu wózka pochylonego pod kątem 7° , $b_{k=14^\circ}$ – długość półosi prostopadłej do osi kierunkowej przy napędzaniu wózka pochylonego pod kątem 14° [A6]

Dodatkowo wykonane badania wykazały symetryczny charakter rozkładu punktów położenia środka ciężkości. Ośią symetrii była linia będąca jednocześnie linią trendu mierzonych punktów położenia środka ciężkości (rys. 25). Zaobserwowano, że niezależnie od badanego przypadku linia kierunkowa była zawsze pochylona pod pewnym kątem do osi x leżącej. Kąt pochylenia linii kierunkowej oscylował między wartościami od -9.24° dla wózka z napędem klasycznym podczas

podjazdu pod wzniesienie o pochyleniu $k = 0^\circ$ do 1.99° dla wózka z napędem hybrydowym podczas podjazdu pod wzniesienie o pochyleniu $k = 0^\circ$. Linia kierunkowa swoim pochyleniem obrazowała kierunek w którym tułów wykonuje skłony podczas napędzania wózka inwalidzkiego. Analiza wyników wykazała, że wartość kąta pochylenia linii trendu jest ściśle związana z możliwościami fizycznymi użytkownika oraz z tym która kończyna górna jest u niego dominująca.



Rys. 25. Wykresy linii kierunkowych elips w zależności od kąta pochylenia wózka inwalidzkiego k dla (a) wózka inwalidzkiego z napędem ręcznym wielobiegowym, (b) napędem hybrydowym, (c) klasycznym ręcznym, gdzie $\alpha_{k=0^\circ}$ – kąt pochylenia linii kierunkowej przy napędzaniu wózka pochyłonego pod kątem 0° , $\alpha_{k=7^\circ}$ – kąt pochylenia linii kierunkowej przy napędzaniu wózka pochyłonego pod kątem 7° , $\alpha_{k=14^\circ}$ – kąt pochylenia linii kierunkowej przy napędzaniu wózka pochyłonego pod kątem 14° [A6]



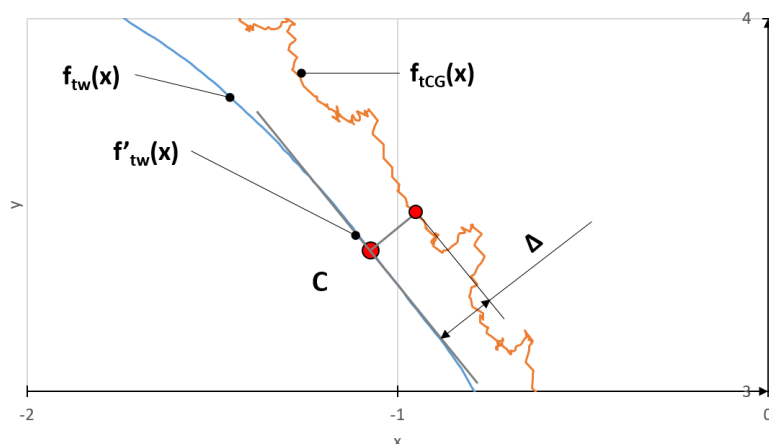
Rys. 26. Wykresy położenia środka elipsy opisujących zmienność położenia środka ciężkości ciała człowieka w zależności od kąta pochylenia wózka inwalidzkiego k dla (a) wózka inwalidzkiego z napędem ręcznym wielobiegowym, (b) napędem hybrydowym, (c) klasycznym ręcznym, gdzie $x_{k=0^\circ}$ i $y_{k=0^\circ}$ – współrzędne położenia środka elipsy przy napędzaniu wózka pochyłonego pod kątem 0° , gdzie $x_{k=7^\circ}$ i $y_{k=7^\circ}$ – współrzędne położenia środka elipsy przy napędzaniu wózka pochyłonego pod kątem 7° , gdzie $x_{k=14^\circ}$ i $y_{k=14^\circ}$ – współrzędne położenia środka elipsy przy napędzaniu wózka pochyłonego pod kątem 14° [a6]

Powyższe badania wykazały wpływ cech konstrukcyjnych i funkcji układu napędowego na zmienność położenia środka ciężkości w warunkach dynamicznych. Dlatego postanowiłem rozszerzyć badania i przeanalizować jak trajektoria ruchu wózka inwalidzkiego wpływa na położenia środka ciężkości ciała człowieka. Badania te opisano w pracy pt. „Between Manual Wheelchair Steering and the Position of the Human Body's Center of Gravity” (A7). Celem opisanych w publikacji badań była analiza odchylenia Δ między funkcją opisującą tor ruchu wózka inwalidzkiego a funkcja opisującą tor położenia środka ciężkości (rys. 27). Podczas badania tor ruchu wózka inwalidzkiego wykreślany był przez ruch punktu będącego geometrycznym środkiem osi obrotu kół tylnych, a tor środka ciężkości ciała człowieka wykreślało jego położenie w funkcji przemieszczenia wózka inwalidzkiego.

A7 **Wieczorek, B., & Kukla, M. (2020). Biomechanical Relationships Between Manual Wheelchair Steering and the Position of the Human Body's Center of Gravity. Journal of biomechanical engineering, 142(8), 081006**

Punktacja
MNIŚW: 70
pkt.

Impact
factor:
2,097



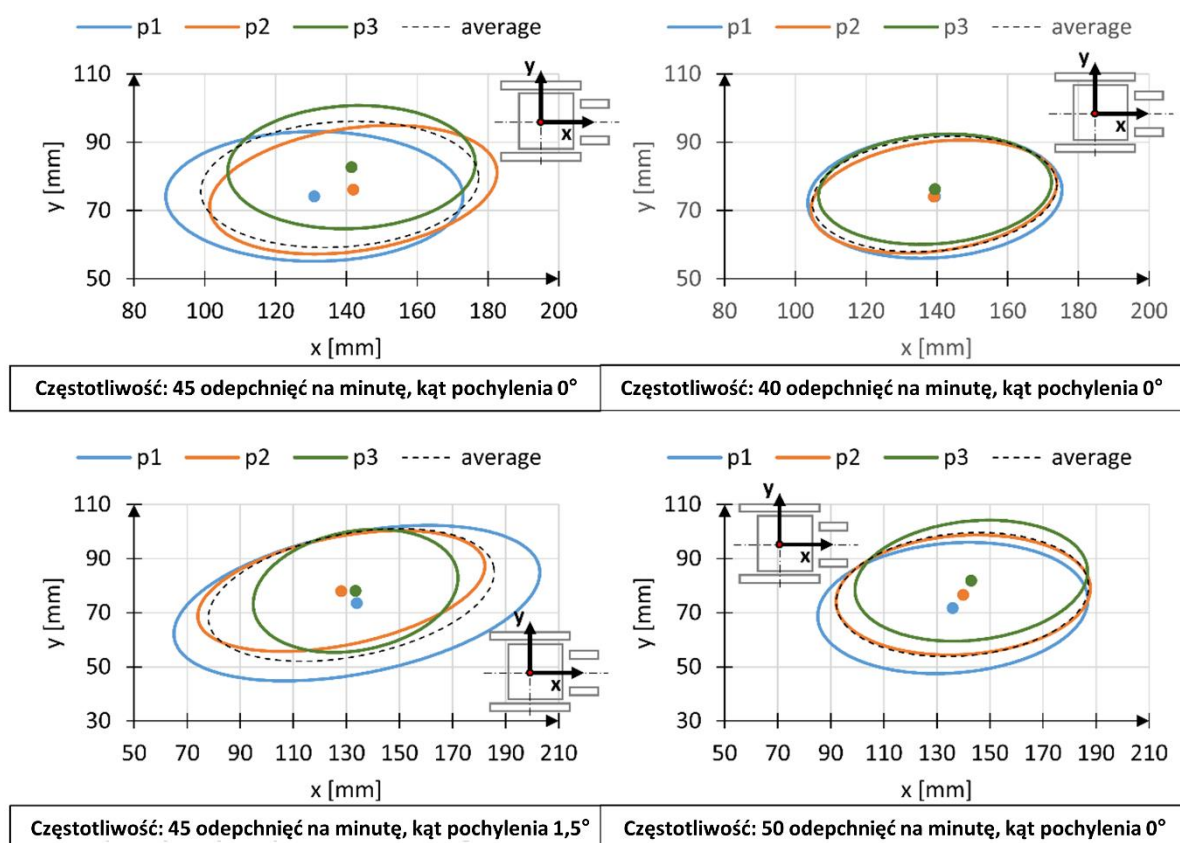
Rys. 27. Schemat określania odchylenia trajektorii położenia środka ciężkości Δ od punktów charakterystycznych na trajektorii wózka inwalidzkiego. Gdzie $f_{tw}(x)$ – funkcja trajektorii wózka inwalidzkiego, $f'_{tw}(x)$ – pochodna funkcji trajektorii wózka inwalidzkiego, $f_{tCG}(x)$ funkcja trajektorii środka ciężkości ciała człowieka i Δ – odchylenie trajektorii środka ciężkości względem rozpatrywanego punktu trajektorii wózka inwalidzkiego [A7]

Analizując próby pomiarowe zrealizowane podczas tych badań, które reprezentowały różne trajektorie wózka inwalidzkiego stwierdzono następujące zależności:

- trajektoria środka ciężkości znajduje się zawsze po zewnętrznej stronie łuku trajektorii skręcającego wózka,
- wartość bezwzględna współczynnika oddalenia trajektorii wzrasta wraz z zmniejszaniem się promienia skrętu wózka inwalidzkiego,
- przebieg linii trajektorii środka ciężkości uzależniony jest od aktualnej w rozpatrywanym przedziale czasowym fazy napędowej.

Mając przeanalizowany wpływ rodzaju napędu ręcznego i sterowania wózkiem inwalidzkim na obszar zmienności położenia środka ciężkości wykonałem analizę wpływu przełożenia przekładni napędu wielobiegowego na wymiary i geometrię tych obszarów. Badania te opisano w pracy pt. „Effects of the performance parameters of a wheelchair on the changes in the position of the centre of gravity of the human body in dynamic condition” (A10). Jako obiekt badawczy wykorzystano wózek inwalidzki z napędem wielobiegowym (P2). Celem przeprowadzonych badań było określenie wpływu parametrów eksploatacji wózka inwalidzkiego takich jak jego pochylenie, prędkość ruchu i przełożenie układu napędowego na zmienność położenia środka ciężkości w warunkach dynamicznych. Uzyskane wyniki zależne od tych trzech zmiennych przedstawiono w postaci eliptycznych obszarów zmienności położenia środka ciężkości (rys. 28)

A10	Wieczorek, B., & Kukla, M. (2019). Effects of the performance parameters of a wheelchair on the changes in the position of the centre of gravity of the human body in dynamic condition. <i>PloS one</i> , 14(12), e0226013	Punktacja MNiSW: 100 pkt.	Impact factor: 2,740
P2	Wieczorek B., Zabłocki M.: Piasta przekładniowa wielobiegowa do ręcznych wózków inwalidzkich, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 223142, 2016	Punktacja MNiSW: 30 pkt.	



Rys. 28. Zestawienie obszarów położenia środka ciężkości dla trzech biegów o przełożeniach: $p1 - i = 1,96$, $p2 - i = 1$ oraz $p3 - i = 0,51$ [A10]

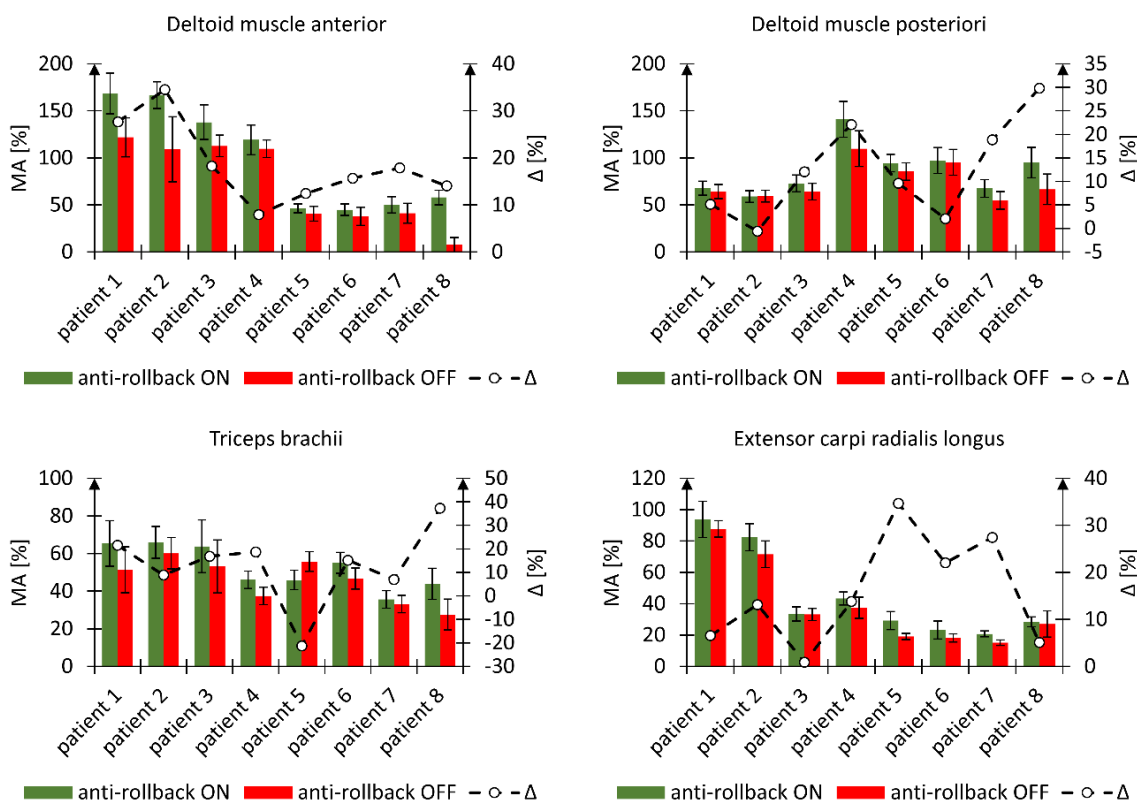
W badaniach zmieniano przełożenie układu napędowego, częstotliwość napędzania oraz kąt pochylenia wózka. Przeprowadzone badania potwierdziły wyniki z badań poprzednich i wykazały wpływ parametrów eksploatacji takich jak kąt pochylenia i częstotliwość napędzania na obszar zmienności położenia środka ciężkości ciała człowieka. W badaniu stwierdzono, że zmiana przełożenia napędu wielobiegowego przekładała się na zmianę wysiłku jakiemu była poddawana osoba napędzająca wózek inwalidzki. Przełożenia multiplikacyjne zwiększały wysiłek, a redukcyjne go zmniejszały. Zmiany w stopniu obciążeniu układu mięśniowego (wysiłku) przekładały się na zmianę w kinematyce ruchu segmentów ciała człowieka. Wraz z wzrostem obciążenia układu mięśniowego człowiek rekompensował intensywniejszymi skłonami tułowia. Na podstawie tych obserwacji stwierdzono, że wzrost oporów ruchu wózka inwalidzkiego przekłada się na zwiększenie obszaru zmienności położenia środka ciężkości ciała człowieka.

Podczas badań nad wózkiem inwalidzkim z przekładnią wielobiegową zauważono powiązanie z zmienności położenia środka ciężkości z wysiłkiem. Ponadto sama analiza wysiłku mięśniowego umożliwia ocenę dopasowania układu napędowego do możliwości fizycznych użytkownika. Dlatego w mojej działalności naukowej zajmuję się również badaniem aktywności mięśniowej w aspekcie eksploatacji innowacyjnych układów napędowych wózków inwalidzkich. To tego typu prac badawczych wykorzystuję opisaną wcześniej metodykę umożliwiającą przeliczenie sygnału napięcia powierzchniowego mięśni EMG na aktywność mięśniową MA. Badania aktywności mięśniowej wykonałem dla każdego z zaprojektowanych przeze mnie ręcznych układów napędowych. Celem tych

badan była analiza ich wpływu na układ mięśniowy człowieka, co pozwoliło ulepszyć opracowywane konstrukcje.

Jedno z realizowanych badań aktywności mięśniowej opisano w pracy pt. „Evaluation of the biomechanical parameters of human-wheelchair systems during ramp climbing with the use of a manual wheelchair with anti-rollback devices” (A8). W pracy tej analizowano wpływ wykorzystywania modułu do uniwersalnego hamulca dźwigniowego wózka inwalidzkiego (P5) na wysiłek mięśniowy i prędkość ruchu wózka inwalidzkiego. Badania aktywności mięśniowej zrealizowano dla czterech mięśni kończyny górnej (rys. 29) analizowanych na ośmiu pacjentach.

A8	Wieczorek, B., Kukla, M., Rybarczyk, D., & Warguła, Ł. (2020). Evaluation of the biomechanical parameters of human-wheelchair systems during ramp climbing with the use of a manual wheelchair with anti-rollback devices. <i>Applied Sciences</i> , 10(23), 8757	Punktacja MNiSW: 70 pkt.	Impact factor: 2,679
P5	Wieczorek B., Warguła Ł., Kukla M.: Moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239693, 2021	Punktacja MNiSW: 70 pkt.	



Rys. 29. Wykresy średnich aktywności mięśniowych dla poszczególnych pacjentów przy włączonym anti-rollback system (anti-rollback ON) i wyłączonym anti-rollback system (anti-rollback system OFF). Gdzie: Δ – procentowa różnica między aktywnością mięśniową mierzoną z włączonym antirollback-system a wyłączonym anti-rollback system [A8]

Analiza aktywności mięśniowej MA wykazała, że podczas wykorzystywania modułu anti-rollback (P5) przy podjeździe pod rampę układ mięśniowy pacjenta narażony był na większy wysiłek fizyczny niż podczas podjazdu bez jego użycia. Wyjątek od tej obserwacji stwierdzono tylko dla dwóch

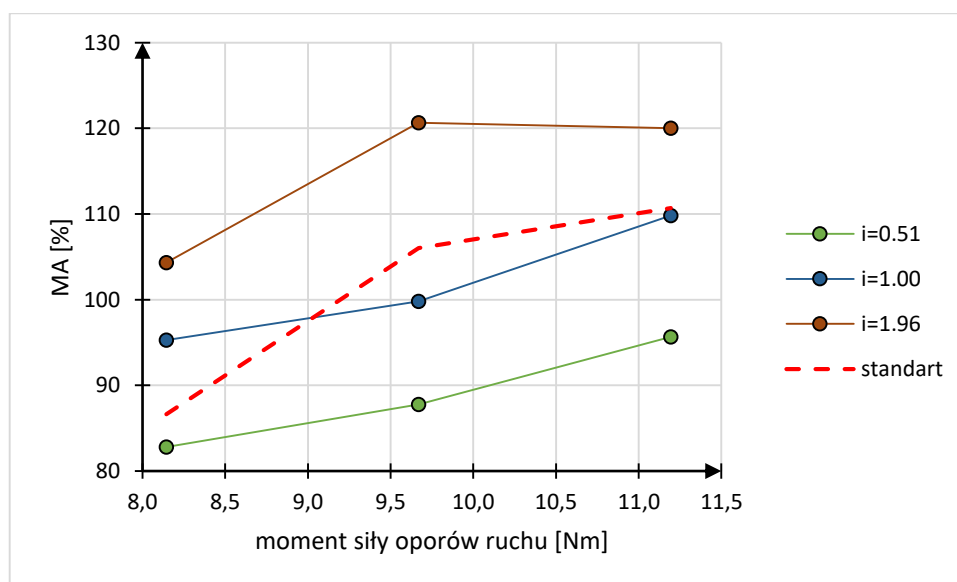
pacjentów. Podczas pomiaru MA deltoid muscle posteriori dla pacjenta 2 gdzie odnotowano 0.62% spadek podczas używania modułu, oraz pomiaru MA Triceps brachii dla pacjenta 5, gdzie odnotowano 21.27% spadek podczas używania modułu. Podczas podjazdu pod rampę stwierdzono największy wzrost MA dla mięśnia Deltoid muscle anterior. Średnia wartość przyrostu MA podczas podjazdu z włączonym modułem wyniosła 18.56%. Dla wszystkich przebadanych mięśni różnica w wysiłku mięśniowym (MA) w zależności od używania modułu znajdowała się na zbliżonym poziomie i wynosiła odpowiednio dla mięśnia: deltoid muscle anterior – 18.56%, deltoid muscle posteriori – 12.37%, triceps brachii – 13.00%, extensor carpi radialis longus – 15.44%. Zaobserwowano znaczny wzrost procentowej różnicy między aktywnością mięśniową zmierzoną przy włączonym module anti-rollback względem wyłączonego dla pacjentów cechujących się dużym doświadczeniem w eksploatacji ręcznego wózka inwalidzkiego. Zjawisko to zaobserwować można dla pacjentów od 1 do 4 zwłaszcza w wysiłku mięśniowym mierzonym na mięśniach deltoid muscle anterior i triceps brachii.

Podobne badania wykonałem również dla napędu wielobiegowego (P2) i napędu hybrydowego (P6). W obu tych przypadkach sprawdzono jak wartość momentu oporów wpływa na średni wysiłek całej kończyny górnej. W analizie tej średni wysiłek całej kończyny definiowano jako średnią wartość wysiłku mięśniowego wszystkich mierzonych grup mięśniowych. Uzyskane wyniki dla napędu ciągowego z przekładnią wielobiegową (P2) zawarto na rys. 30 a dla napędu hybrydowego (P6) na rys. 31.

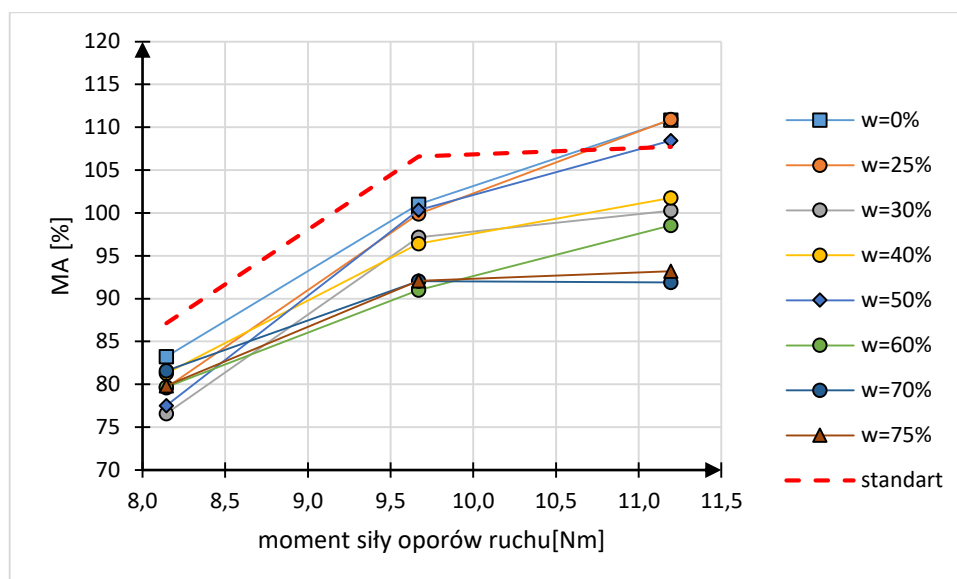
- P2 **Wieczorek B., Zabłocki M.:** *Piasta przekładniowa wielobiegowa do ręcznych wózków inwalidzkich, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 223142, 2016*
Wieczorek B., Warguła Ł., Kukła M.: *Zestaw modyfikacyjny układu napędu do hybrydowego elektryczno-ręcznego wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239350, 2021*

Punktacja
MNiSW: 30 pkt.

Punktacja
MNiSW: 70 pkt.



Rys. 30. Średnia aktywność mięśniowa całej kończyny górnej podczas napędzania wózka inwalidzkiego z napędem wielobiegowym z różnymi wartościami przełożenia i , gdzie standart do klasyczny ciągowy niezmodyfikowany układ napędowy [dane nie publikowane]



Rys. 31. Średnia aktywność mięśniowa całej kończyny górnej przy napędzaniu wózka inwalidzkiego z napędem hybrydowym dla różnych wartości wspomagania kończyny górnej momentem generowanym przez silnik elektryczny w , gdzie standard to klasyczny ciągowy niezmodyfikowany układ napędowy [dane niepublikowane]

Analizując przytoczone wyniki stwierdzić można pozytywny wpływ napędu wielobiegowego jak i hybrydowego na redukcję wysiłku mięśniowego użytkownika. W przypadku napędu wielobiegowego uzyskano dla biegu neutralnego ($i=1$) wartość wysiłku na poziomie zbliżonym do wózka inwalidzkiego z klasycznym napędem ciągowym (rys. 30). Co jest dobrym rezultatem potwierdzającym, że wprowadzona modyfikacja nie wprowadza dodatkowych oporów do układu antropotechnicznego. Badanie pozostałych przełożeń potwierdziło redukcję aktywności mięśniowej dla biegu redukcyjnego i wzrost aktywności mięśniowej dla biegu multiplikatywnego. Takie wyniki były oczekiwane ponieważ przy stałym momencie siły oporów ruchu zmiana przełożenia była rekompensowana przez układ mięśniowy.

W przypadku napędu hybrydowego (rys. 31) stwierdzono redukcję aktywności mięśniowej wraz wzrostem wartości współczynnika wspomagania napędu przez silniki elektryczne. Przy czym w tym przypadku. Obniżenie wysiłku mięśniowego pozwala na eksploatację wózka inwalidzkiego z napędem ręcznym również osobom o zaniżonej sprawności fizycznej kończyny górnej. Dodatkowo możliwość redukcji wysiłku sprawia, że efektywność eksploatacji wózka inwalidzkiego z napędem ręcznym jest w mniejszym stopniu uzależniona od kondycji fizycznej użytkownika. Zauważono, że zbyt wysoka wartość współczynnika wspomagania przekłada się na zaburzenie naturalnych ruchów napędowych wykonywanych przez kończynę górną. W efekcie czego ruch dłoni nie jest zsynchronizowany z ciągami i występują szarpnięcia generujące dodatkowy wysiłek. Dodatkowo wartość współczynnika wspomagania niezaburzającego ruch dłoni napędzającej wózek inwalidzki była różna w zależności od momentu siły oporów ruchu wózka inwalidzkiego. Na przykład dla momentu oporów wynoszącego 8,1 Nm najniższy wysiłek uzyskano dla współczynnika wspomagania $w = 30\%$. Natomiast dla momentu oporowego wynoszącego 11,1 Nm najmniejsza aktywność mięśniową zmierzono dla współczynnika wspomagania $w = 70\%$.

Wyniki aktywności mięśniowej dla wózka z napędem wielobiegowym i hybrydowym stanowią część raportu końcowego do kierowanego przeze mnie projektu LIDER VII „Badania biomechaniki napędzania ręcznych wózków inwalidzkich dla innowacyjnych napędów ręcznych i hybrydowych”



finansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju. Raport ten wraz z wynikami został złożony do NCBR i uzyskał pozytywną opinię formalną i merytoryczną.

Główną funkcją układu napędowego jest funkcja lokomocji, tak więc z rozwój układów napędowych poprzez ich dopasowanie do użytkownika nie powinien pogarszać parametrów kinematycznych i dynamicznych. Pożądaną cechą innowacyjnego układu napędowego wózka inwalidzkiego jest poprawa tych parametrów. Zgodnie z tym założeniem podczas prac badawczych nad zbudowanymi prototypami analizowano takie parametry jak moment napędowy, prędkość, przyspieszenie i droga jaką pokonuje zmodyfikowany wózek inwalidzki w trakcie fazy napędowej. Jedno z badań w których brałem udział opisano w publikacji pt. „An Analytical Modelling of Demand for Driving Torque of a Wheelchair with Electromechanical Drive. Energies” (**A3**) sprawdzano jak rozmieszczenie układu zasilania wózka inwalidzkiego z napędem hybrydowym (**P6**) wpływa na zmiany momentu siły oporów ruchu. W badaniu tym wykorzystano opracowany wcześniej model analityczny, przy powstaniu którego brałem udział (**A4**). Model ten uwzględniał wszystkie zmienne związane z terenem i kinematyką ciała człowieka.

A3	Kukła, M., Wieczorek, B. , Warguła, Ł., Górecki, J., & Giedrowicz, M. (2021). An Analytical Modelling of Demand for Driving Torque of a Wheelchair with Electromechanical Drive. <i>Energies</i> , 14(21), 7315	Punktacja MNIŚW: 140 pkt.	Impact factor: 3,004
A4	Kukła, M., Wieczorek, B. , Warguła, Ł., & Berdychowski, M. (2021). An analytical model of the demand for propulsion torque during manual wheelchair propelling. <i>Disability and Rehabilitation: Assistive Technology</i> , 16(1), 9-16	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	Impact factor: 2,500
P6	Wieczorek B. , Warguła Ł., Kukła M.: Zestaw modyfikacyjny układu napędu do hybrydowego elektryczno-ręcznego wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239350, 2021	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	

Chcę ocenić oddziaływanie człowieka napędzającego wózek inwalidzki na wartość momentu siły oporów w kolejnych pracach badawczych badałem siłę oporów ruchu. W pracy, której byłem głównym pomysłodawcą pt. „The Impact of the Human Body Position Changes During Wheelchair Propelling on Motion Resistance Force: A Preliminary Study” (**A5**) analizowano wpływ ruchu ciała napędzającego wózek inwalidzki na wartość siły oporów ruchu. W badaniu tym wykorzystano autorskie i opatentowane stanowisko badawcze do badania siły oporów ruchu (**P11**) oraz hamownię dla wózków inwalidzkich (**P12**). Zrealizowane prace badawcze pozwoliły wyznaczyć wartość siły oporów ruchu w funkcji położenia środka ciężkości (rys. 32).

A5	Wieczorek, B. , Kukła, M., Warguła, Ł., Rybarczyk, D., Giedrowicz, M., & Górecki, J. (2021). The Impact of the Human Body Position Changes During Wheelchair Propelling on Motion Resistance Force: A Preliminary Study. <i>Journal of Biomechanical Engineering</i> , 143(8), 081008	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	Impact factor: 2,097
P11	Wieczorek B. , Warguła Ł., Waluś K.J., Kukła M.: Urządzenie do pomiaru siły oporów toczenia obiektów wyposażonych w układ jezdny, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239410, 2021		Punktacja MNIŚW: 70 pkt.
P12	Górecki J., Wieczorek B. , Kukła M., Wilczyński D., Wojtkowiak D.: Urządzenie do symulacji warunków eksploatacji i pomiaru parametrów dynamicznych wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. zgłoszenia P.424482, 2021		Punktacja MNIŚW: 70 pkt.

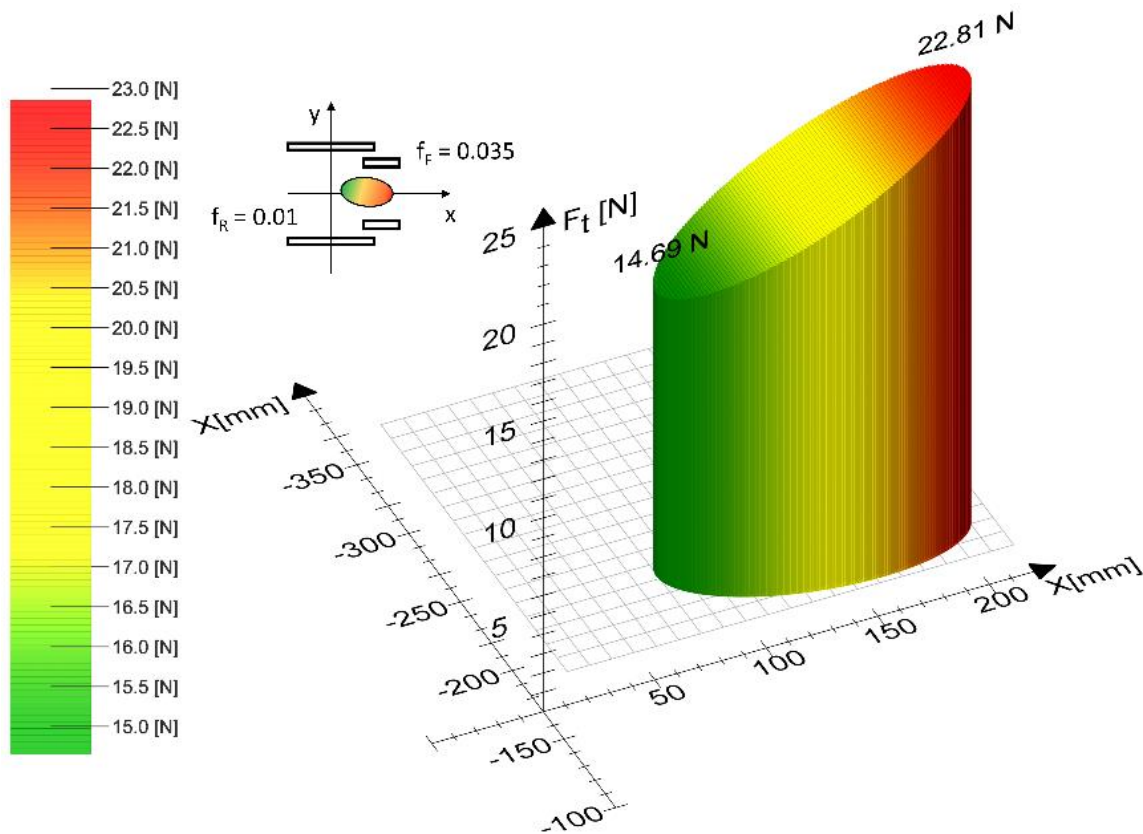


Fig. 32. Wykres zmiany siły oporów toczenia w funkcji położenia środka ciężkości ciała człowieka przy pochyleniu wózka inwalidzkiego względem poziomu o kąt $k = 0^\circ$ [A5]

Przeprowadzone badania wykazały znaczący wpływ zmiany pozycji ciała człowieka na wartość siły oporów ruchu. Stwierdzono, że w końcowych etapach fazy napędowej występują największe opory ruchu. Wynika to z pochylenia tułowia do przodu i zwiększenia obciążenia przednich kół samonastawnych. Koła te cechują się większym współczynnikiem oporów ruchu niż koła tylne, co tłumaczy zmiany w wartościach siły oporów ruchu.

Na podstawie wykonanych badań opracowano model pozwalający wyznaczyć wartość siły oporów ruchu wózka inwalidzkiego W w funkcji kąta pochylenia terenu i położenia środka ciężkości na osi wzdłużnej łączącej punkty styku kół przednich i tylnych z nawierzchnią (29)(rys. 33)

$$F_r(x_{CG}, \alpha) = 0.0613 \cdot x_{CG} + (9.818 + m \cdot g \cdot \sin \alpha) \quad (29)$$

Gdzie:

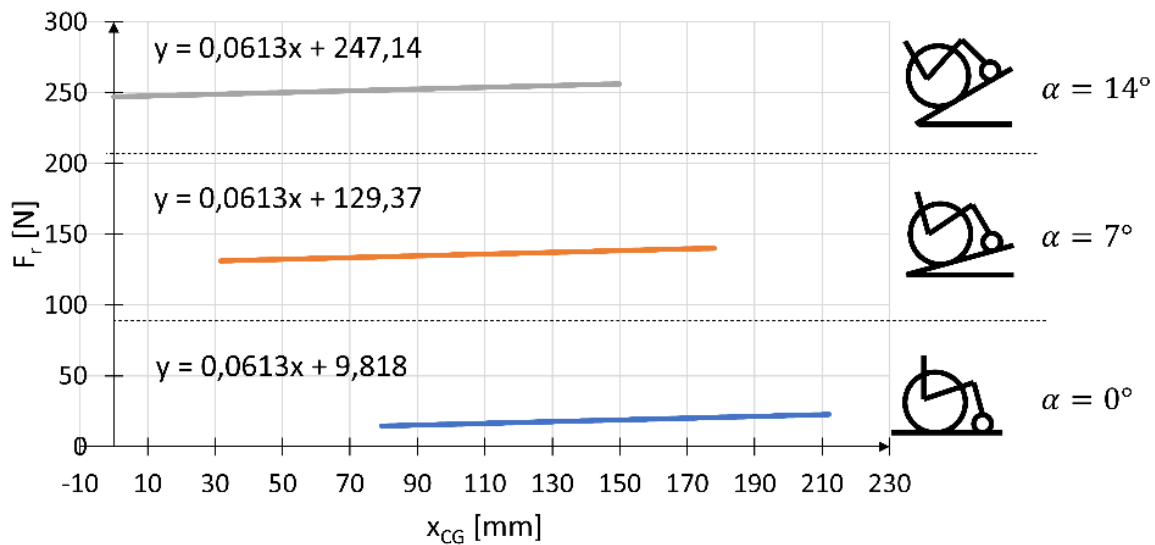
F_r – siła oporów ruchu,

x_{CG} – położenie środka ciężkości ciała człowieka na osi przebiegającej wzdłuż wózka inwalidzkiego,

m – masa człowieka,

g – przyspieszenie ziemskie,

α – kąt pochylenia wózka inwalidzkiego względem poziomu.



Rys. 33. Zestawienie wyników obliczeń siły oporów ruchu z zastosowaniem opracowanego modelu analitycznego. Przyjęta masa człowieka 100 kg [A5]

Podczas tych badań istotne były rezultaty wypracowane podczas badań opisanych w publikacjach pt. „The impact of wheelchairs driving support systems on the rolling resistance coefficient” (A14) i „The determination of the rolling resistance coefficient of objects equipped with the wheels and suspension system—results of preliminary tests” (A18). Badania te pozwoliły wyznaczyć wartości współczynnika oporów ruchu wykorzystane przy opracowywanym modelu siły oporów ruchu.

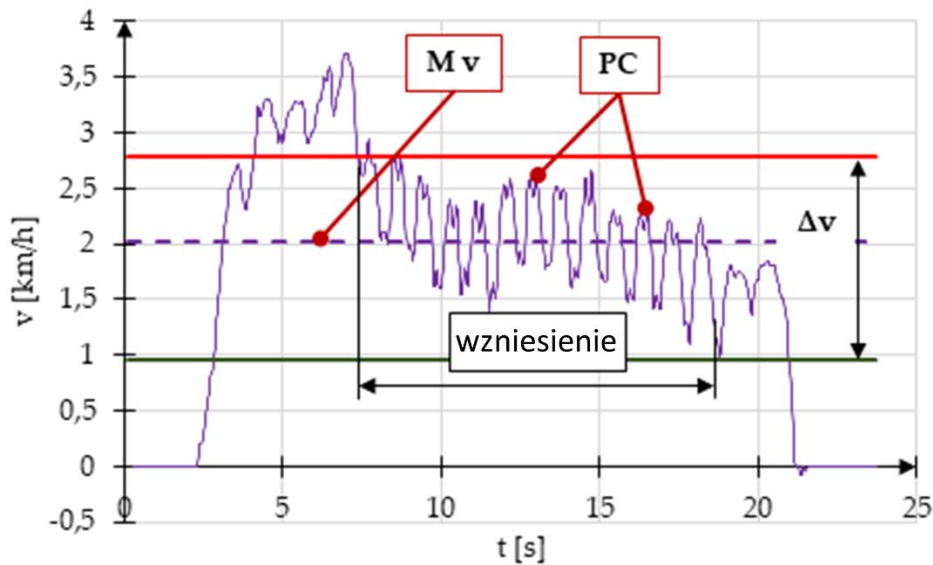
A14	Warguła, Ł., Kukła, M., & Wieczorek, B. (2020). <i>The impact of wheelchairs driving support systems on the rolling resistance coefficient</i> . In <i>IOP Conference Series: Materials Science and Engineering</i> (Vol. 776, No. 1, p. 012076). IOP Publishing	Punktacja MNiSW: 5 pkt.	---
A18	Warguła, Ł., Wieczorek, B. , & Kukła, M. (2019). <i>The determination of the rolling resistance coefficient of objects equipped with the wheels and suspension system—results of preliminary tests</i> . In <i>MATEC Web of Conferences</i> (Vol. 254, p. 01005). EDP Sciences.	Punktacja MNiSW: 5 pkt.	---

Funkcje niektórych opracowanych przeze mnie układów napędowych wykraczały po za standardowe wspomaganie siły mięśniowej momentem generowanym przez silnik elektryczny. Czego przykładem jest omówiony wcześniej napęd hybrydowy ręczno-elektryczny (P6). Funkcje które posiadał algorytm sterujące miały tak szerokie spektrum działania, że wpływały także na kinematykę całego układu antropotechnicznego. Wpływ ten przedstawiłem w pracy pt. „Impact of a hybrid assisted wheelchair propulsion system on motion kinematics during climbing up a slope” (A9). W pracy tej sprawdzono jak wykorzystanie układu napędowego hybrydowego ręczno-elektrycznego wpływa na prędkość wózka inwalidzkiego podczas podjazdu pod wzniesienie. Głównym punktem badania była analiza amplitudy prędkości Δv (rys. 34). W realizowanych badaniach testowano dwa tryby: asysty pokonywania wzniesień (t3) oraz wzmacniania momentu napędowego generowanego (t4) przez kończynę górną.

A9	Wieczorek, B. , Warguła, Ł., & Rybarczyk, D. (2020). <i>Impact of a hybrid assisted wheelchair propulsion system on motion kinematics during climbing up a slope</i> . <i>Applied Sciences</i> , 10(3), 1025.	Punktacja MNiSW: 70 pkt.	Impact factor: 2,679
----	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------	-------------------------

P6 **Wieczorek B., Warguła Ł., Kukla M.:** Zestaw modyfikacyjny układu napędu do hybrydowego elektryczno-ręcznego wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239350, 2021

Punkcja
MNiSW: 70 pkt.



Rys. 34. Przykład analizowanego przebiegu prędkości wózka inwalidzkiego podczas podjazdu pod wzniesienie, gdzie PC – punkt końcowy cyklu napędowego, M v – średnia prędkość [A9]

Tabelaryczne zestawienie średnich wyników analizowanych parametrów dla przebadanych pacjentów zawarto w tabl. 1 i 2. Zawarto w nich informację o całkowitej liczbie cykli napędowych CC, liczbie cykli napędowych podczas podjazdu, średnią prędkość podjazdu pod wzniesienie M v, amplitudę prędkości na wzniesieniu Δv oraz średnie przyśpieszenie podczas podjazdu pod wzniesienie M a.

Tabl. 1. Zestawienie średnich wartości analizowanych parametrów kinematycznych dla trybu asysty pokonywania wzniesień (t3)

w		patient 1	patient 2	patient 3	average	SD
0%	CC [-]	19 ±1	22 ±1	19 ±0	19	1
	CH [-]	12 ±1	15 ±0	12 ±0	12	1
	M v [km/h]	2,03	1,31	1,51	1,85	0,26
	Δv [km/h]	1,70	1,95	1,87	1,76	0,14
	M a [m/s^2]	-0,004	-0,005	-0,003	-0,004	0,006
25%	CC [-]	16 ±1	22 ±2	18 ±1	17	1
	CH [-]	11 ±0	14 ±0	11 ±0	11	0
	M v [km/h]	2,34	2,25	2,32	2,33	0,10
	Δv [km/h]	0,81	0,88	0,86	0,83	0,08
	M a [m/s^2]	-0,010	0,009	0,008	-0,004	0,012
50%	CC [-]	14 ±1	20 ±1	17 ±2	15	2
	CH [-]	10 ±1	12 ±1	11 ±0	10	1
	M v [km/h]	2,77	2,56	2,64	2,73	0,08
	Δv [km/h]	0,70	0,71	0,88	0,76	0,16
	M a [m/s^2]	-0,008	-0,004	-0,003	-0,006	0,010
75%	CC [-]	13 ±0	18 ±0	16 ±0	14	1

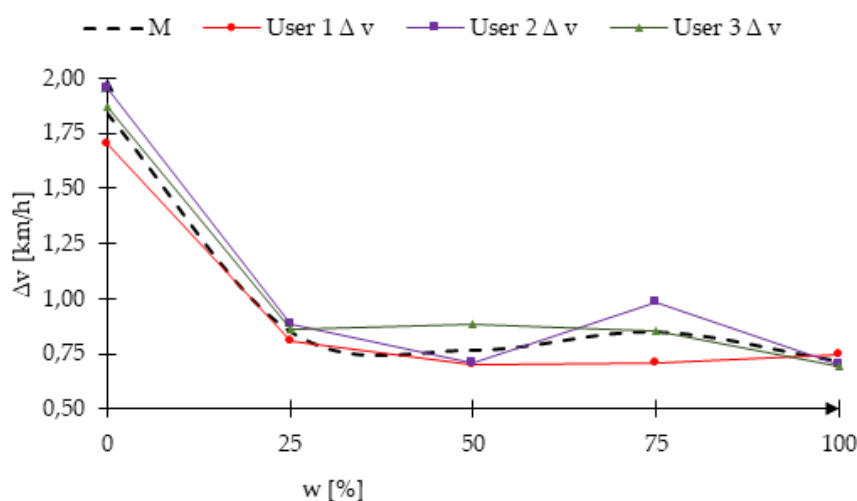


	CH [-]	9 ±1	9 ±1	10 ±1	9	1
	M v [km/h]	2,88	2,78	2,94	2,90	0,06
	Δv [km/h]	0,71	0,98	0,85	0,75	0,16
	M a [m/s ²]	-0,001	0,008	-0,015	-0,006	0,010
100%	CC [-]	11 ±1	19 ±1	13 ±1	12	1
	CH [-]	7 ±2	9 ±0	9 ±1	7	2
	M v [km/h]	3,19	3,43	3,47	3,28	0,14
	Δv [km/h]	0,75	0,70	0,69	0,73	0,13
	M a [m/s ²]	-0,001	0,008	-0,002	-0,001	0,026

Tabl. 2. Zestawienie średnich wartości analizowanych parametrów kinematycznych dla trybu wzmacniania momentu napędowego (t4)

w		patient 1	patient 2	patient 3	average	SD
0%	CC [-]	19 ±1	22 ±1	19 ±1	20	2
	CH [-]	12 ±1	15 ±1	12 ±0	13	1
	M v [km/h]	2,01	1,31	1,51	1,61	0,31
	Δv [km/h]	1,70	1,95	1,87	1,84	0,18
	M a [m/s ²]	-0,006	-0,005	-0,003	-0,005	0,008
25%	CC [-]	19 ±2	17 ±0	18 ±0	18	1
	CH [-]	12 ±1	12 ±0	12 ±1	12	1
	M v [km/h]	1,66	1,41	1,63	1,57	0,19
	Δv [km/h]	1,61	1,95	1,84	1,80	0,21
	M a [m/s ²]	-0,007	0,006	-0,005	-0,002	0,024
50%	CC [-]	10 ±1	10 ±1	8 ±1	9	1
	CH [-]	5 ±0	6 ±0	6 ±1	6	1
	M v [km/h]	2,28	1,98	2,14	2,13	0,15
	Δv [km/h]	2,08	2,91	2,29	2,43	0,45
	M a [m/s ²]	-0,043	-0,017	0,011	-0,017	0,025
75%	CC [-]	5 ±1	5 ±0	6 ±1	5	1
	CH [-]	2 ±0	3 ±0	4 ±1	3	1
	M v [km/h]	3,02	2,07	2,62	2,57	0,49
	Δv [km/h]	2,81	4,28	3,15	3,41	0,79
	M a [m/s ²]	0,014	-0,120	0,017	-0,030	0,071
100%	CC [-]	4 ±0	n/a	4 ±1	4	1
	CH [-]	2 ±0	n/a	2 ±0	2	0
	M v [km/h]	3,13	n/a	3,37	3,25	0,16
	Δv [km/h]	3,83	n/a	4,23	4,03	0,30
	M a [m/s ²]	0,023	n/a	0,121	0,072	0,093

Na podstawie zrealizowanych badań stwierdzono, że zastosowanie hybrydowych układów napędowych przekłada się na pozytywne zmiany w kinematyce wózka inwalidzkiego. Wraz z wzrostem wartości współczynnika wspomagania w zmniejszała się liczba cykli napędowych. Mniejsza liczba cykli napędowych przekłada się redukcję wysiłku mięśniowego, oraz maksymalnych wartości aktywności mięśniowej podczas napędzania wózka inwalidzkiego. Powyższą obserwację potwierdzają wyniki analizy amplitudy prędkości wózka określanej na podstawie maksymalnej prędkości w fazie napędowej i minimalnej wartości prędkości w fazie powrotnej dłoni (rys. 35).



Rys. 35. Wykresy maksymalnej amplitudy prędkości w funkcji współczynnika wzmocnienia asysty podczas podjazdu pod wzniesienie w funkcji współczynnika wzmocnienia asysty dla trybu asysty pokonywania wzniesień [A9]

Analizie kinematyki ruchu został poddany również moduł blokady cofania. Badania te przedstawiłem w publikacji pt. „Evaluation of the biomechanical parameters of human-wheelchair systems during ramp climbing with the use of a manual wheelchair with anti-rollback devices” (A8). W pracy tej oprócz omówionych wcześniej badań aktywności mięśniowej sprawdzano również jak zastosowanie modułu blokady cofania wózka inwalidzkiego (P5, P10) wpływały na prędkość podjazdu pod wzniesienie i drogę pokonywaną przez wózek inwalidzki podczas pojedynczego odepchnięcia koła napędowego (fazy napędowej). Badania te w całościowym ujęciu miały na celu ocenę wpływu sprzężenia ciernego modułu blokady cofania z kołem napędowym na jakość eksploatacji tak zmodyfikowanego wózka inwalidzkiego z napędem ciągłym. Przeprowadzone badania wykazały, że tylko u 2 na 10 pacjentów stosowanie modułu blokady cofania wpływało negatywnie na prędkość wózka inwalidzkiego (rys. 36). Natomiast w odniesieniu do drogi pokonanej przez wózek inwalidzki podczas jednego odepchnięcia ciągów nie stwierdzono wpływu stosowanego modułu (rys. 37).

A8	Wieczorek, B., Kukla, M., Rybarczyk, D., & Warguła, Ł. (2020). Evaluation of the biomechanical parameters of human-wheelchair systems during ramp climbing with the use of a manual wheelchair with anti-rollback devices. Applied Sciences, 10(23), 8757	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	Impact factor: 2,679
P5	Wieczorek B., Warguła Ł., Kukla M.: Moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239693, 2021	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	
P10	Wieczorek B., Warguła Ł., Kukla M., Berdychowski M.: Moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego koła wózka inwalidzkiego, Patent w Urzędzie Patentowym RP, nr. prawa wyłącznego PL 239410, 2021	Punktacja MNIŚW: 70 pkt.	

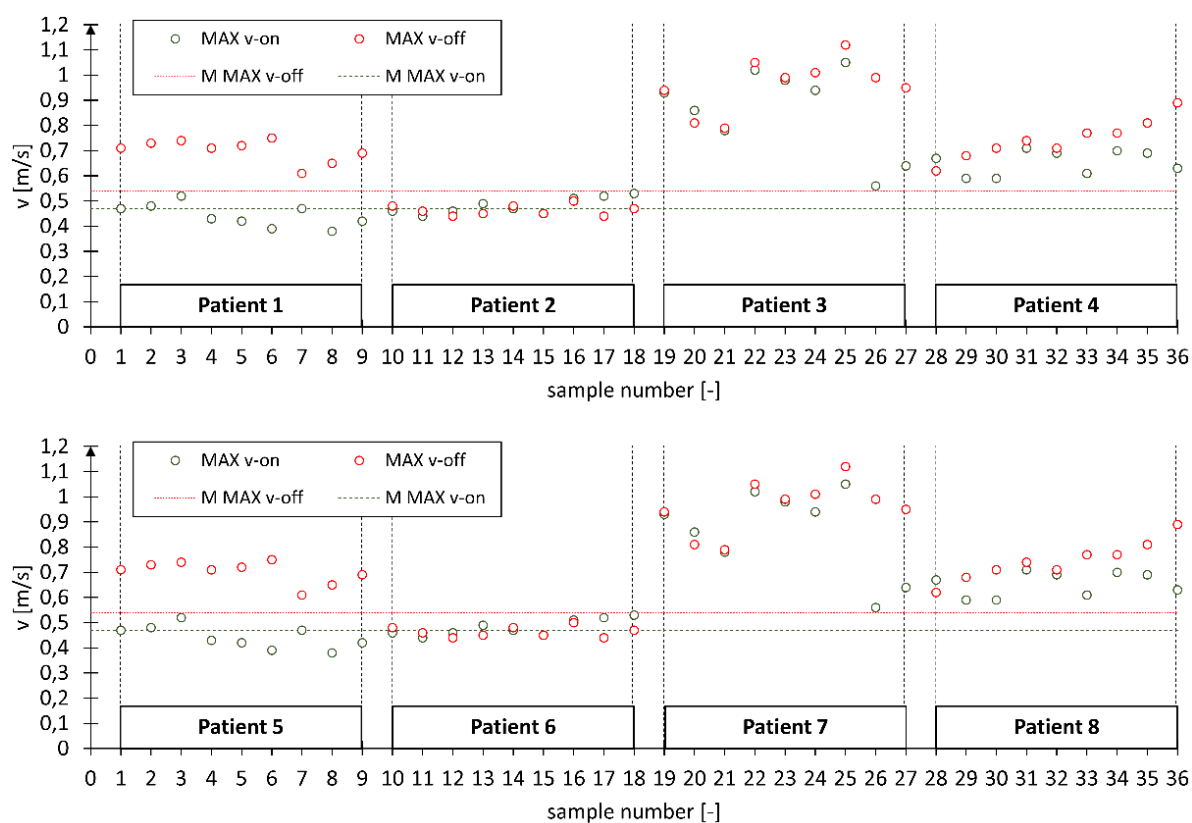
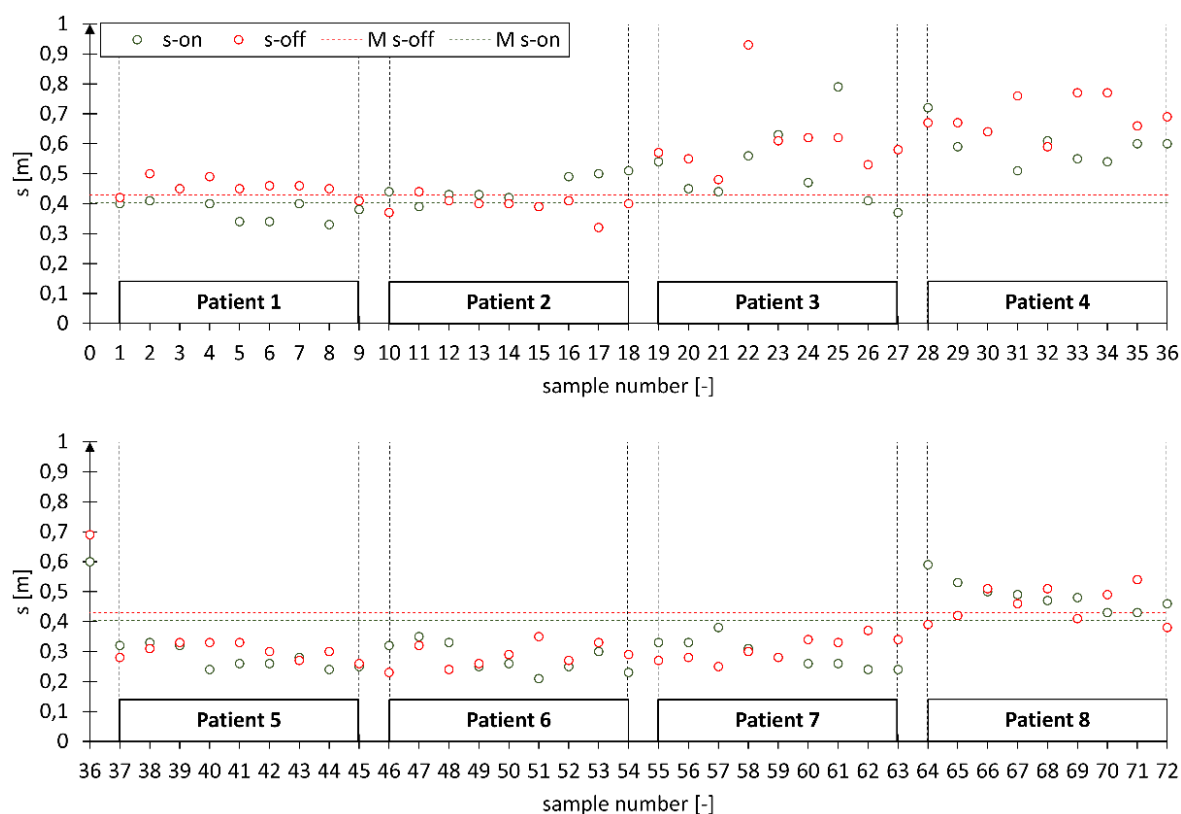


Fig. 36. Wykres maksymalnej prędkości wózka inwalidzkiego dla wszystkich analizowanych prób pomiarowych, gdzie MAX v-on – maksymalna prędkość wózka inwalidzkiego z włączonym modułem blokady cofania, MAX v-off - maksymalna prędkość wózka inwalidzkiego z wyłączonym modułem blokady cofania, M MAX v-on – średnia maksymalna prędkość wózka inwalidzkiego dla wszystkich prób pomiarowych z włączonym modułem blokady cofania, M MAX v-off - średnia maksymalna prędkość wózka inwalidzkiego dla wszystkich prób pomiarowych z wyłączonym modułem blokady cofania [A8]



Rys. 37. Wykres przebytej drogi w jednym cyklu napędowym dla wszystkich analizowanych prób pomiarowych, gdzie s-on – droga przebyta podczas jednego cyklu napędowego z włączonym modułem blokady cofania, s-off - droga przebyta podczas jednego cyklu napędowego z wyłączonym modułem blokady cofania, M s-on – średnia droga dla wszystkich prób pomiarowych realizowanych przy włączonym modułem blokady cofania, M s-off - średnia droga dla wszystkich prób pomiarowych realizowanych przy wyłączonym modułem blokady cofania [A8]

Sposób obsługi zaprojektowanych przeze mnie układów napędowych wymagał ich napędzania za pomocą ruchów kończyn górnych. Tak więc realizacja osiągnięcia naukowego wymagała ode mnie zaangażowania się w badania kinematyki segmentów ciała człowieka i ich powiązania z wcześniej badanymi parametrami biomechanicznymi. Zasługującymi na uwagę rezultatami opracowanymi w ramach tej problematyki badawczej jest opracowanie mapy wysiłku mięśniowego (wyniki w trakcie publikacji), mapy zalecanych obszarów montażu modułów wzbogacających funkcjonalność układu napędowego (wyniki w trakcie publikacji) oraz model kąta obrotu koła napędowego podczas fazy napędowej (A27).

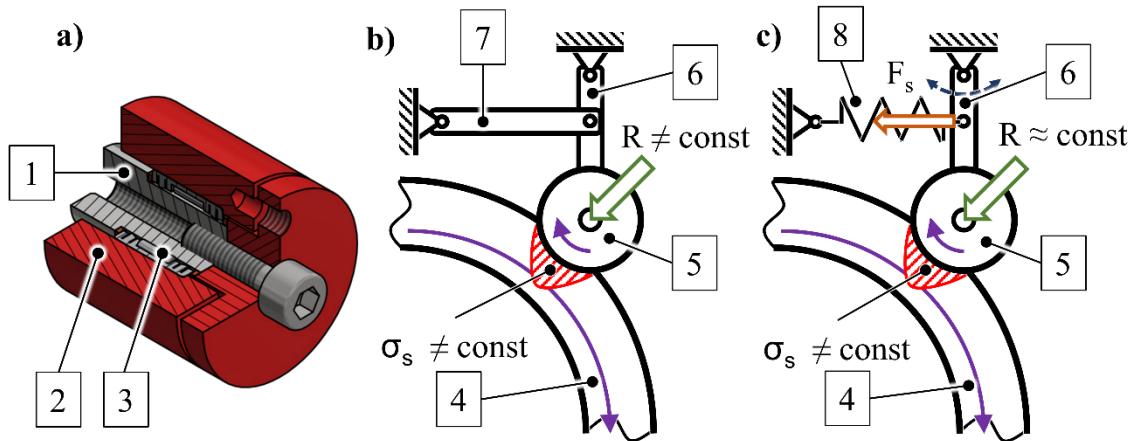
Wieczorek, B. (2022). The Wheelchair Propulsion Wheel Rotation Angle Function Symmetry in the Propelling Phase: Motion Capture Research and a Mathematical Model. Symmetry, 14, s. 576

Punktacja
MNIŚW: 70 pkt.

Impact
factor:
2,713

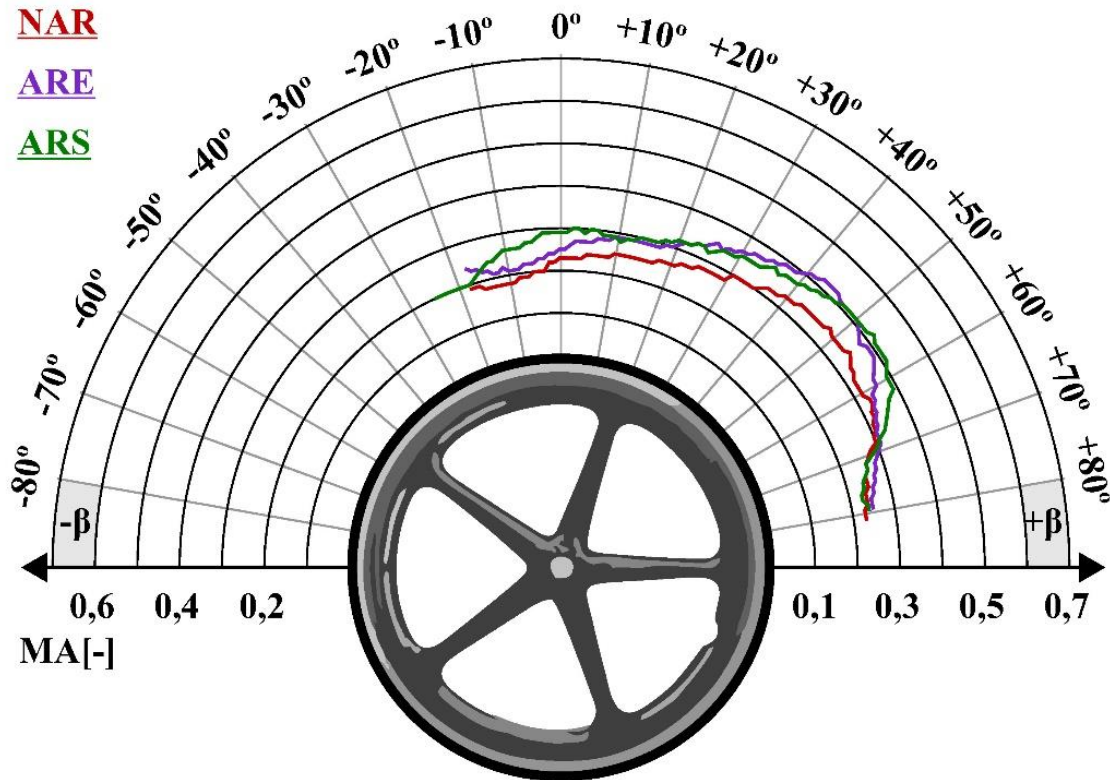
Mapa wysiłku mięśniowego jest efektem połączenia badań motion capture i aktywności mięśniowej EMG. Mapę opracowano na podstawie eksperymentu polegającego na napędzaniu wózka inwalidzkiego pod wzniesienie o nachyleniu 4,57°. Gdzie wózek inwalidzki wyposażony był w dwa typy modułu blokady cofania (rys. 38). Wyniki eksperymentu opublikowano w artykule pt. „Evaluation of anti-rollback systems in manual wheelchairs: muscular activity and upper limb kinematics during propulsion” [A28].

A28	Wieczorek, B., Kukla, M., Warguła, Ł., Giedrowicz, M., & Rybarczyk, D. (2022).	Punktacja	Impact
	<i>Evaluation of anti-rollback systems in manual wheelchairs: muscular activity and upper limb kinematics during propulsion. Scientific Reports, 12(1), 1-15.</i>	MNiSW: 140 pkt.	factor: 4,996



Rys. 38. Moduł blokady cofania (a) oraz sposoby sprzężenia go z kołem napędowym za pomocą elementu sztywnego (b) i elementu sprężystego (c). Gdzie: 1 – oś centralna, 2 – rolka blokady cofania, 3 – sprzęgło jednokierunkowe, 4 – pneumatyczne koło napędowe wózka inwalidzkiego, 5 – moduł blokady cofania, 6 – łącznik przegubowy, 7 – sztywna belka, 8 – sprężyna naciągowa [A28]

Wykonane opracowanie mapy (rys. 39) prezentuje wartość wysiłku mięśniowego w zależności od położenia dłoni na ciągach podczas realizacji fazy napędowej. Uzyskane wyniki mogą być wykorzystane przy opracowywaniu algorytmu sterującego hybrydowym układem napędowym (P6) lub przy doborze przełożeń przekładni mechanicznej z automatyczną zmianą biegów. Badania związane z opracowaniem mapy są obecnie zgłoszone do publikacji.

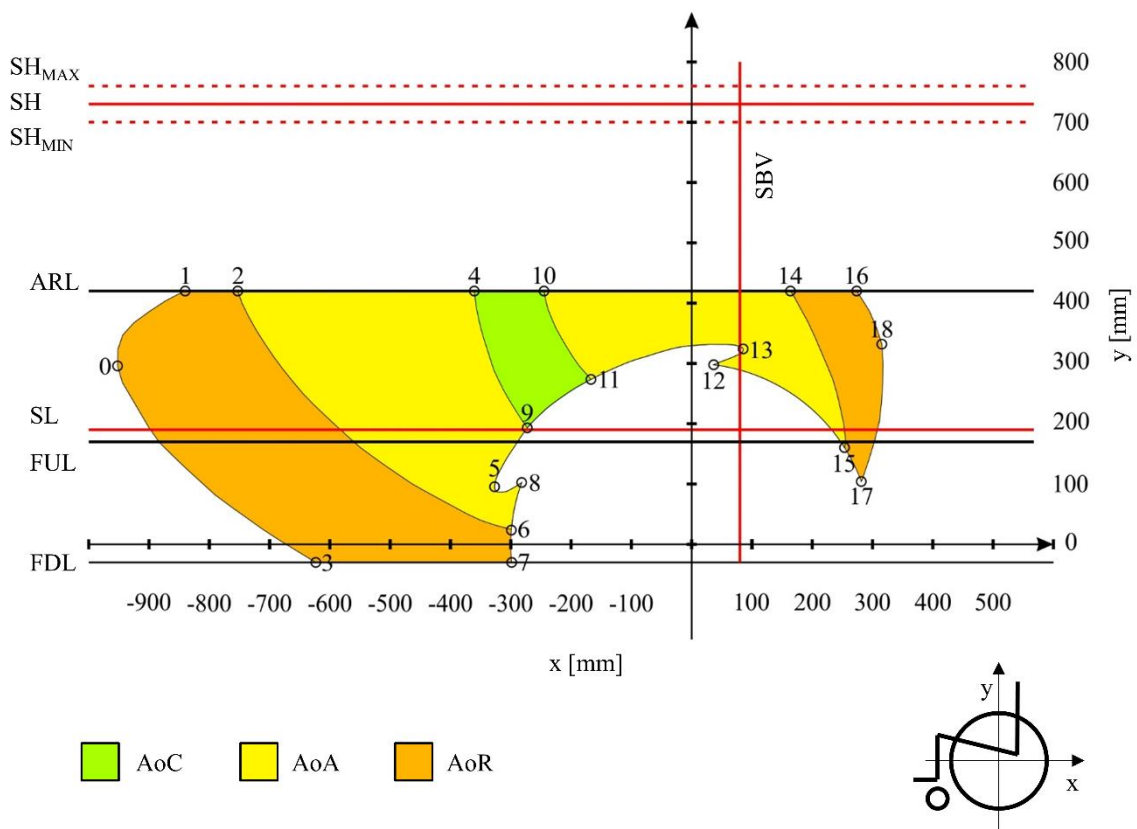


Rys. 39. Wykresy średniego całkowitego wysiłku mięśniowego kończyny górnej w funkcji jej położenia na ciągach. Gdzie NAR – wózek inwalidzki bez modyfikacji, ARS – wózek inwalidzki z modułem sztywnego sprzężenia blokady cofania (P5), ARE – wózek inwalidzki z modułem elastycznego sprzężenia blokady cofania (P5) [A28]

Mapa zalecanych obszarów montażu modułów dodatkowych jest narzędziem wykorzystywanym w procesie projektowym. Została ona opracowana na podstawie pomiarów motion capture w których wyznaczano trzy obszary zasięgu dłoni uzależnionych od konfiguracji wykorzystywanego łańcucha kinematycznego.

- Pierwszy obszar nazwany area of propulsion (AoP) opisywał położenie dłoni podczas napędzania wózka inwalidzkiego.
- Drugi obszar nazwany area of comfort (AoC) opisywał swobodny ruch łańcucha kinematycznego składającego się z przedramienia (FA) podczas gdy ramię (AR) było nieruchome i skierowane w dół równoległe do tułowia (TR).
- Trzeci obszar nazwany area of approval (AoA) opisywał swobodny ruch łańcucha kinematycznego składającego się z przedramienia (FA) i ramienia (AR) przy zachowaniu nieruchomego tułowia (TR) opartego o oparcie wózka inwalidzkiego.
- Czwarty obszar nazwany area of risk (AoR) opisywał swobodny ruch łańcucha kinematycznego składającego się z przedramienia (FA), ramienia (AR) i tułowia (TR) przy zachowaniu nieruchomego biodra spoczywającego na siedzisku.

Efektom połączenia tych obszarów i uwzględniania w nich cech geometrycznych wózka inwalidzkiego jest opracowanie mapy obrazującej przestrzeń na wózku inwalidzkim gdzie możliwy jest montaż modułów dodatkowych. Wydzielone obszary (rys. 40) obrazują trzy strefy komfortu manipulacji dłońią. Strefy te umiejscowione są w obrębie trzech poziomów zdefiniowanych przez cechy geometryczne wózka inwalidzkiego. Obszar między poziomem FUL a FDL obrazuje przestrzeń ramy nośnej wózka inwalidzkiego, która nie zmienia swojego położenia względem koła napędowego. Obszar pomiędzy poziomem ARL a FUL wyznacza miejsce w którym występują podłokietniki. Obszar ten wyodrębniono ponieważ podczas eksploatacji wózka inwalidzkiego np. przesiadania się są one demontowane. Dlatego planując na nich umieszczenie wyposażenia dodatkowego wózka inwalidzkiego należy mieć na uwadze konieczność jego okresowego demontażu. Wykonana analiza wykazała że najbardziej komfortowy ze względu na bezpieczeństwo i redukcję wysiłku obszar AoC jest znacznie zredukowany przez obszar zarezerwowany dla wirującego koła oraz obszar w którym porusza się dłoń napędzająca napęd ciągowy AoP. Po redukcji obszar AoC jest szeroki na 194 mm i wysoki na 227 mm.



Rys. 40. Obszary zasięgu dłoni uwzględniające cechy geometryczne wózka inwalidzkiego oraz obszary zarezerwowane do eksploatacji ręcznego napędu ciągowego. Gdzie: SH – poziom barków dla tułowia opartego o oparcie wózka inwalidzkiego, SHMIN – minimalny poziom barków dla tułowia opartego o oparcie wózka inwalidzkiego, SHMAX – maksymalny poziom barków dla tułowia opartego o oparcie wózka inwalidzkiego, SBV – pion oparcia siedziska, SL – poziom siedziska, ARL- wysokość podłokietników, FUL – wysokość górnej części ramy wózka inwalidzkiego, FDL – wysokość dolnej części ramy wózka inwalidzkiego, AoC –obszar zasięgu dłoni komfortowy, AoA - obszar zasięgu dłoni dozwolony, AoR – obszar zasięgu dłoni ryzykowny [dane w publikacji]

Analiza kinematyki ciała człowieka wykorzystująca pomiar motion capture pozwoliła również na opracowanie modelu funkcji obrotu koła napędowego podczas trwania fazy napędowej. Model ten opisano w publikacji pt. „The Wheelchair Propulsion Wheel Rotation Angle Function Symmetry in the Propelling Phase: Motion Capture Research and a Mathematical Model” (A27). Aby uzyskać ten model uzależniono kąt obrotu koła napędowego od udziału procentowego fazy napędowej. Miało to na celu ujednoczyć wyniki pomiarów dla wszystkich badanych pacjentów. Ujednoczenie było konieczne ponieważ każdy pacjent realizował fazę napędową w różnym czasie. Procedura konwersji czasu trwania fazy napędowej wyrażonego w sekundach na procentowy czas trwania fazy napędowej została sformalizowana poniższym równaniem (30):

$$PD = \frac{t_i}{t_{max}} * 100\% \quad (30)$$

Gdzie: t_i – dowolny czas z przedziału $<0; t_{max}>$, t_{max} – czas trwania fazy napędowej i PD – procentowy czas trwania fazy napędowej.

A27	Wieczorek, B. (2022). The Wheelchair Propulsion Wheel Rotation Angle Function Symmetry in the Propelling Phase: Motion Capture Research and a Mathematical Model. Symmetry, 14, s. 576	Punktacja MNiSW: 70 pkt.	2,713

Na podstawie przeprowadzonych doświadczeń i analizy sygnału pomiarowego zaobserwowano występowanie zjawiska symetrii środkowej w przebiegu funkcji kąta obrotu koła napędowego (rys. 41). W celu analizy zjawiska wyznaczano dwa parametry opisujące punkt symetrii środkowej (SP) i linię symetrii (SL).

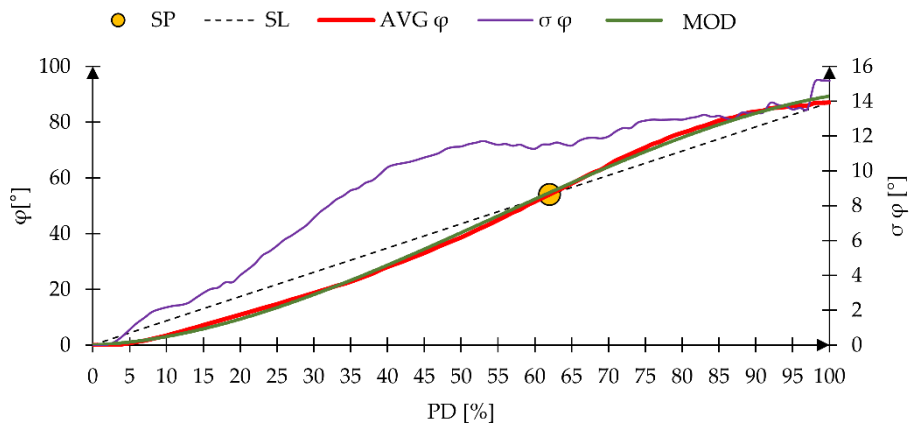


Fig. 41. Wykres uśrednionej funkcji zmiany kąta obrotu koła napędowego i odchylenia standardowego w zależności od czasu trwania fazy napędowej dla wózka inwalidzkiego W2. Gdzie: SP – punkt symetrii, SL – linia symetrii, AVG ϕ – średnia dla wszystkich pacjentów funkcja kąta obrotu koła napędowego, $\sigma \phi$ – odchylenie standardowe między badanymi pacjentami, MOD- funkcja przybliżenia matematycznej wyznaczonej funkcji średniej AVG ϕ , ϕ – kąt obrotu koła napędowego, PD – procentowy czas trwania fazy napędowej

Te obserwacje oraz badania przeprowadzone na 10 pacjentach i trzech modelach ręcznego wózka inwalidzkiego z napędem ciągowym pozwoliły opracować uogólniony model matematyczny pozwalający wyliczyć aktualny kąt obrotu koła napędowego $\phi(PD)$ w zależności od procentowego czasu trwania fazy napędowej PD (31).

$$\phi(PD) = -0,0001PD^3 + 0,0192PD^2 + 0,1971PD \quad (31)$$



Opisanie modelu w postaci bezwzględnej wyrażonej procentowym czasem trwania fazy napędowej daje mu możliwość dopasowania go do różnych pacjentów cechujących się różnym tempem napędzania wózka inwalidzkiego. Model ten przy przyjęciu całkowitego czasu trwania fazy napędowej wyrażonej w sekundach pozwala wygenerować przebieg funkcji kąta obrotu koła napędowego w zależności od rzeczywistego czasu trwania fazy napędowej.

Zaznaczyć należy, że opracowane metody badawcze wykorzystywane w badaniach biomechaniki napędzania ręcznych wózków inwalidzkich znajdują zastosowanie również w innych obszarach badań eksploatacyjnych urządzeń technicznych. Przykładem jest metoda opisu zbioru punktów obszarami eliptycznymi, mimo mojej pracy nad nią z myślą o zastosowaniu w opisie zmienności położenia środka ciężkości znalazła zastosowanie również w innych obszarach badań eksploatacyjnych w których brałem udział. Między innymi metodę wykorzystano przy definicji energochłonności procesu rozdrabniania drewna (A2).

A2	Warguła, Ł., Kukla, M., Wieczorek, B. , & Krawiec, P. (2022). Energy consumption of the wood size reduction processes with employment of a low-power machines with various cutting mechanisms. <i>Renewable Energy</i> , 181, 630-639	Punktacja MNISW: 140 pkt.	Impact factor: 8,001
----	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	---------------------------------	----------------------------

3.8 Podsumowanie

Realizowane przeze mnie oraz z moim udziałem prace badawczo-rozwojowe wpłynęły na rozwój ręcznych układów napędowych wózków inwalidzkich. Przedstawiona działalność naukowa wypracowała nowe opatentowane rozwiązania techniczne zwiększające dostępność ręcznego napędu wózka inwalidzkiego. Opracowane przeze mnie innowacyjne układy napędowe znacząco zwiększyły możliwość stosowania ręcznego napędu przez większą grupę osób niepełnosprawnych ruchowo co korzystnie przekłada się na aspekt propagowania aktywności ruchowej wśród osób z niepełnosprawnością ruchu. Poprawę funkcjonalności i dopasowania do indywidualnych potrzeb użytkownika wykazanych w autoreferacie napędów potwierdzają opublikowane prace badawcze a także szereg nagród zdobytych na międzynarodowych targach wynalazków. Innowacyjność tych rozwiązań i wypełnienie przez nie luki w stanie techniki potwierdzają przyznane prawa patentowe.

Wypracowane w ramach mojej działalności procedury badawcze oraz metody analizy danych stanowią wkład w proces projektowo konstrukcyjny wózków inwalidzkich. Przedstawione w publikacjach badania i procedura ich realizacji stanowią nowy etap w procesie projektowym umożliwiający weryfikację konstrukcji pod kątem jej oddziaływania na układ antropotechniczny człowiek-wózek inwalidzki. Wartości badanych parametrów biomechanicznych i ich powiązanie z specyfiką eksploatacji ręcznego wózka inwalidzkiego stanowią nowe dane dostarczające zbiór informacji wykorzystywanych przy projektowaniu jako dane wejściowe do procesu projektowego.

Podjęta przeze mnie problematyka badawcza była niemożliwa do realizacji przez jedną osobę ze względu na złożoność i ilość obsługiwanej aparatury podczas badań oraz na zaawansowanie techniczne projektowanych napędów. Dlatego mając możliwość kierowania projektem LIDER VII skompletowałem stały interdyscyplinarny zespół wraz z którym pracowałem nad rozwojem ręcznych układów napędowych do wózków inwalidzkich. Badania i prace na które powołuje się w autoreferacie i jestem ich pierwszym autorem są moim pomysłem i opierają się na mojej wizji realizacji procesu badawczego i konstrukcyjnego. W przypadku pozostałych wymienionych przeze mnie prac brałem aktywny udział w realizacji eksperymentów, analizie mierzonych danych, weryfikacji metodyki i weryfikacji konstrukcji.



4. Dodatkowa działalność naukowa

Moja dodatkowa działalność naukowa ukierunkowana jest na poza drogowe maszyny rozdrabniające z silnikami o małych mocach, działalność wynalazczą w zakresie urządzeń i maszyn roboczych oraz badania nieklasycznych materiałów konstrukcyjnych takich jak stopy niklu i tytanu.

Jestem autorem 20 recenzji w 5 czasopismach takich jak Applied Sciences, Sensors, Symmetry, Technologies oraz Disability and Rehabilitation. Ponadto jestem członkiem stałego zespołu recenzentów w czasopiśmie Technologies oraz edytorem akademickim wydania specjalnego pt. „Symmetry and Asymmetry in Biomechanics” w czasopiśmie Symmetry.

Moja działalność naukowa wyrażona jest również członkostwem w Poznańskie Towarzystwo Przyjaciół Nauki, Wydziału V Nauk technicznych oraz Stowarzyszenia Polskich Wynalazców i Racjonalizatorów. Ponadto jestem członkiem Komitetu Naukowego konferencji naukowej pt. „Fałszywe alarmy generowane przez systemy sygnalizacji pożarowej” organizowanej przez Centrum Naukowo-Badawcze Ochrony Przeciwpożarowej im. Józefa Tuliszkowskiego – Państwowy Instytut Badawczy.

Wyniki realizowanych przeze mnie badań prezentowałem na 8 międzynarodowych konferencjach naukowych. Natomiast fizyczne rezultaty mojej działalności naukowej w postaci funkcjonalnych prototypów prezentowałem osobiście na trzech międzynarodowych targach wynalazków.

5. Wykaz dorobku naukowego uzyskane przez i po ustaniu stopnia naukowego doktora nauk technicznych

Dorobek naukowy po uzyskaniu stopnia naukowego doktora nauk technicznych	
Ilość artykułów naukowych	35
Ilość rozdziałów w monografii	8
Ilość przyznanych patentów	13

Dorobek naukowy przed uzyskaniem stopnia naukowego doktora nauk technicznych	
Ilość artykułów naukowych	1
Ilość rozdziałów w monografii	4
Ilość przyznanych patentów	0