

Bartosz Wieczorek

Instytut Konstrukcji Maszyn, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Politechnika Poznańska
ORCID: 0000-0003-0808-298X

Łukasz Warguła

Instytut Konstrukcji Maszyn, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Politechnika Poznańska
ORCID: 0000-0002-3120-778X

Od potrzeb użytkownika do funkcjonalnego prototypu: proces konstrukcyjny modułu blokady cofania wózka inwalidzkiego w ujęciu HCD i prac badawczo-rozwojowych

Streszczenie

Projektowanie urządzeń asystujących dla osób z niepełnosprawnościami wymaga podejścia uwzględniającego zarówno wymagania techniczne, jak i rzeczywiste potrzeby użytkowników. W artykule przedstawiono proces projektowo-konstrukcyjny modułu blokady cofania do manualnego wózka inwalidzkiego, zrealizowany z wykorzystaniem zmodyfikowanej metody *Human-Centered Design* (HCD). Zaproponowane podejście rozszerza klasyczny schemat HCD o systematyczne wykorzystanie badań jakościowych oraz ilościowych jako stałego źródła informacji zwrotnej na różnych etapach procesu projektowego. Proces rozwoju modułu obejmował kolejne iteracje konstrukcyjne, w których analizowano wpływ materiałów, geometrii rolek oraz rozwiązań funkcjonalnych na właściwości użytkowe, niezawodność i bezpieczeństwo eksploatacji. W ramach badań przeprowadzono testy mechaniczne, biomechaniczne z wykorzystaniem analizy EMG, długotrwałe testy eksploatacyjne oraz badania ankietowe z udziałem użytkowników. Szczególną uwagę poświęcono problemom zmienności siły docisku wynikającym z nieokrągłości kół wózka, stabilności momentu hamowania, trwałości elementów oraz intuicyjności obsługi modułu. Uzyskane wyniki wykazały zasadność stosowania metod HCD w projektowaniu urządzeń rehabilitacyjnych, przy jednoczesnym podkreśleniu konieczności ich modyfikacji poprzez formalne włączenie badań eksperymentalnych do pętli sprzężenia zwrotnego. Zaprezentowane rozwiązania konstrukcyjne stanowią kompromis pomiędzy wymaganiami użytkowników a ograniczeniami technologicznymi i kosztowymi. Przedstawiony moduł blokady cofania jest przykładem praktycznej implementacji takiego podejścia, a zaprezentowane wyniki stanowią część szerszego programu badawczo-rozwojowego, który może zostać wykorzystany jako punkt odniesienia dla projektowania innych urządzeń asystujących.

Słowa kluczowe

moduł blokady cofania; wózek inwalidzki; Human-Centered Design; badania aplikacyjne; biomechanika; ergonomia

From User Needs to a Functional Prototype: The Design Process of a Wheelchair Reverse Locking Module within an HCD and Research-and-Development Framework

Summary

Designing assistive devices for people with disabilities requires an approach that considers both technical requirements and the real needs of users. This article presents the design and development process of an anti-rollback module for a manual wheelchair, carried out using a modified Human-Centered Design (HCD) methodology. The proposed approach extends the classical HCD framework by systematically incorporating qualitative and quantitative research as a continuous source of feedback at various stages of the design process. The development of the module involved successive design iterations in which the influence of materials, roller geometry, and functional solutions on usability, reliability, and operational safety was analyzed. The research program included mechanical tests, biomechanical evaluations using EMG analysis, long-term durability tests, and user questionnaire studies. Particular attention was given to issues related to variability in the roller contact force caused by wheel rim non-circularity, braking torque stability, component durability, and the intuitiveness of module operation. The obtained results confirmed the validity of applying HCD methods in the design of rehabilitation devices, while simultaneously highlighting the need to modify these methods by formally integrating experimental research into the feedback loop. The presented design solutions represent a compromise between user requirements and technological and cost constraints. The developed anti-rollback module serves as a practical example of such an approach, and the presented results constitute part of a broader research and development program that may be used as a reference for the design of other assistive devices.

Keywords

reverse locking module, wheelchair, Human-Centered Design, applied research, biomechanics, ergonomics

1. Wprowadzenie

Klasyczne projektowanie urządzeń mechanicznych jest uporządkowanym procesem składającym się z kolejnych etapów realizowanych w określonej sekwencji. Proces rozpoczyna się od doprecyzowania zadania (*Task Clarification*), w którym definiuje się problem projektowy, wymagania techniczne, potrzeby użytkownika oraz kryteria oceny rozwiązania¹. Następnie realizowany jest projekt koncepcyjny (*Conceptual Design*), który obejmuje generowanie wariantów rozwiązań, tworzenie schematów funkcjonalnych oraz wykonywanie wstępnych analiz i testów². Kolejnym etapem jest projekt wstępny (*Embodiment Design*), w którym opracowuje się rozwiązania konstrukcyjne, wykonuje symulacje oraz przygotowuje założenia układów sterowania i diagnostyki z wykorzystaniem narzędzi CAD³. Po nim następuje projekt szczegółowy (*Detailed Design*), polegający na opracowaniu kompletnej dokumentacji technicznej, doborze materiałów oraz określeniu technologii wytwarzania⁴. Etap prototypowania i badań (*Prototyping and Testing*) służy fizycznej weryfikacji przyjętych rozwiązań poprzez budowę prototypów, przeprowadzenie badań oraz walidację z użyciem metod takich jak analiza MES⁵. Ostatnim etapem jest produkcja i montaż (*Manufacturing and Assembly*), w którym następuje przygotowanie procesu wytwarzania, optymalizacja kosztów oraz zapewnienie kontroli jakości⁶. Celem takiego procesu projektowego jest przejście od zidentyfikowanej potrzeby do fizycznego urządzenia, które skutecznie tę potrzebę zaspokaja.

Jednak w przypadku projektowania urządzeń współpracujących z człowiekiem, określanych jako systemy antropotechniczne, klasyczny, sekwencyjny proces projektowy okazuje się niewystarczający i wymaga uzupełnienia o podejście *Human-Centered Design* (HCD). W przeciwieństwie do podejścia klasycznego, skoncentrowanego głównie na funkcji technicznej i wymaganiach konstrukcyjnych, HCD kładzie nacisk na użytkownika, jego potrzeby, ograniczenia oraz jakość interakcji człowiek–maszyna⁷. Istotną różnicą jest również iteracyjny charakter procesu HCD, w którym projekt nie przebiega liniowo,

¹ T. Sakaki, „An Effective Design Method for Welfare Robot and Its Application to the Design of Meal-Assistance Robot”, *Proc. IEEE Int. Symp. Rob. Hum. Interact. Commun., RO-MAN*, 2008, 309–14, <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2008.4600684>.

² M. B. Sarder et al., „Mapping Design Activities across Product Development Life Cycle”, conference paper presented na 2006 IIE Annual Conference and Exhibition, *IIE Annu. Conf. Exhib.*, 2006.

³ J. Kacprzyk et al., „General Questions of Automated Design and Engineering”, *Studies in Computational Intelligence* 212 (2009): 1–22, https://doi.org/10.1007/978-3-540-85281-0_1.

⁴ V. E. Scherba et al., „Research and Development Issues on Engineering Prototype of the Piston Hybrid Energy Converting Displacement Machines”, *Procedia Eng.* 113 (2015): 210–18, <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.07.322>.

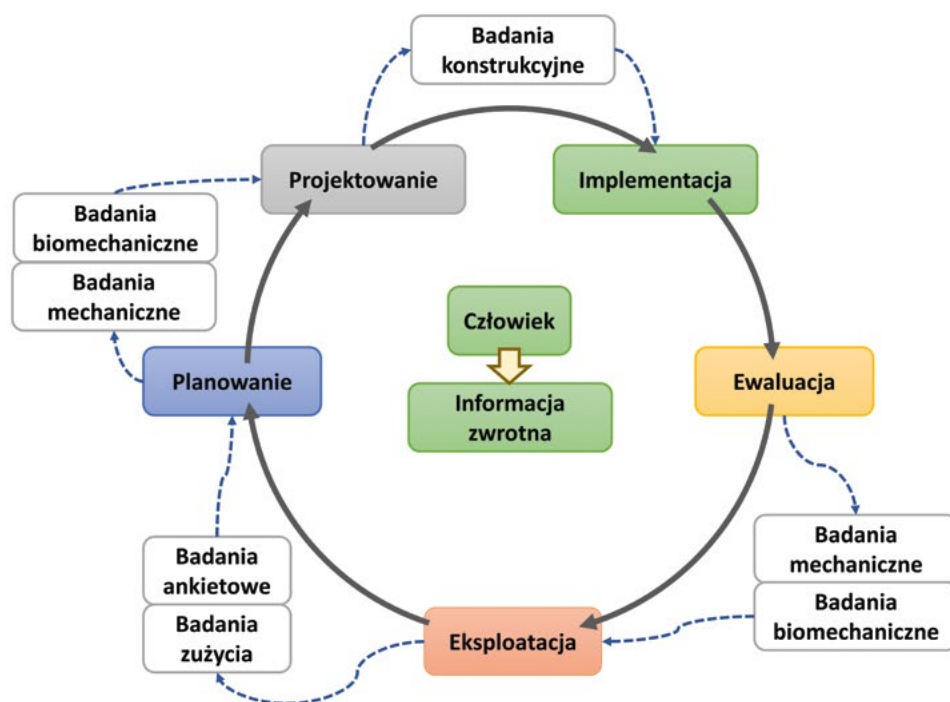
⁵ G. M. Romalan et al., „Actual Prototype Analysis Floor Plan for General Electric Machine”, *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences* 10, nr 16 (2015): 7070–74.

⁶ W. Liu et al., „A Decision-Making Methodology Integrated in Product Design for Additive Manufacturing Process Selection”, *Rapid Prototyping Journal* 26, nr 5 (2020): 895–909, <https://doi.org/10.1108/RPJ-06-2019-0174>.

⁷ A. P. Costa et al., „Lessons Learned on Developing Educational Systems Using a Hybrid User Centered Methodology”, *Adv. Intell. Sys. Comput.* 354 (2015): 213–22, https://doi.org/10.1007/978-3-319-16528-8_20; H. Tellioğlu, „User-Centered Design”, [w:] *Handbook of E-Tourism*, red. Zheng Xiang et al. (Springer International Publishing, 2022), https://doi.org/10.1007/978-3-030-48652-5_122.

lecz podlega wielokrotnym modyfikacjom na podstawie systematycznie pozyskiwanej informacji zwrotnej od użytkowników⁸. Udział użytkownika końcowego nie ogranicza się do etapu walidacji, lecz obejmuje cały proces projektowy, co pozwala na wczesne wykrywanie problemów użyteczności i lepsze dopasowanie rozwiązania do realnych warunków eksploatacji⁹. W rezultacie projektowanie antropotechniczne prowadzi do rozwiązań o wyższej użyteczności, większej akceptacji użytkowników oraz lepszej ergonomii, kosztem zwiększonej złożoności organizacyjnej i nakładów czasowych w porównaniu z podejściem klasycznym¹⁰.

Pomimo że metody *Human-Centered Design* (HCD) stanowią skuteczne narzędzie w projektowaniu systemów antropotechnicznych, w przypadku maszyn takich jak wózki inwalidzkie konieczne jest ich rozszerzenie o dodatkowe badania. Dotyczy to również wybranych podsystemów wózka, w szczególności układu napędowego. Samo podejście HCD nie zapewnia pełnej oceny oddziaływania technicznego i biomechanicznego takiego rozwiązania. Z tego powodu proces projektowy powinien być uzupełniony o badania jakościowe i ilościowe. Celem takiego rozszerzenia jest opracowanie rozwiązania, które ogranicza negatywny wpływ na pozostałe podsystemy maszyny. Jednocześnie dąży się do poprawy właściwości eksploatacyjnych projektowanego układu. Ważnym założeniem jest także zachowanie dotychczasowych przyzwyczajeń użytkownika. Zmodyfikowany algorytm HCD przedstawiono na ryc. 1.



Ryc. 1. Algorytm zmodyfikowanego procesu HCD uwzględniający dane wejściowe z badań i prac rozwojowych (opracowanie własne)

⁸ A. M. Millan i Ch. D. Geiger, „User-Centered Design Modeling Tool for Conceptual Design”, *IIE Annu. Conf. Expo*, 2012, 2009–18.

⁹ H. Stern et al., „Insights from the Practical Application of a Human-Centered Design Process for the Digitalization of Maintenance in Food Industry”, *Commun. Comput. Info. Sci.* 1832 CCIS (2023): 139–46, https://doi.org/10.1007/978-3-031-35989-7_17.

¹⁰ Y. Yang, M. Ektare, „Innovation through Customers’ Eyes”, *Lect. Notes Comput. Sci.* 5623 LNCS (2009): 429–34, https://doi.org/10.1007/978-3-642-02767-3_48.

Algorytm ten zachowuje iteracyjny charakter podejścia *Human-Centered Design*, jednak proces projektowy został rozszerzony o zewnętrzne oddziaływania w postaci prac badawczych. Badania te są realizowane na różnych iteracjach procesu i dostarczają ukierunkowanych danych wejściowych do poszczególnych etapów. Etap planowania jest zasilany wynikami badań ankietowych oraz badań zużycia, które są pozyskiwane na etapie eksploatacji i pozwalają na identyfikację potrzeb użytkownika oraz problemów eksploatacyjnych. Etap projektowania jest wspierany badaniami biomechanicznymi i mechanicznymi, które dostarczają obiektywnych informacji o obciążeniach użytkownika oraz właściwościach dynamicznych i kinematycznych maszyny. Pomiędzy etapami projektowania i implementacji uwzględniono badania konstrukcyjne, które umożliwiają weryfikację rozwiązań przed ich fizyczną realizacją. Etap ewaluacji jest wspierany badaniami mechanicznymi i biomechanicznymi, które pozwalają na ocenę działania układu oraz jego wpływu na użytkownika. Na etapie eksploatacji prowadzone są badania ankietowe i badania zużycia, których wyniki są przekazywane z powrotem do etapu planowania, zamykając pętlę iteracyjną procesu. Tak uzupełniony algorytm integruje podejście zorientowane na użytkownika z obiektywną oceną techniczną i biomechaniczną¹¹. Umożliwia to opracowanie urządzenia funkcjonalnie i eksploatacyjnie dopasowanego do pracy w antropotechnicznym układzie człowiek–urządzenie asystujące. W celu demonstracji takiego podejścia projektowego oraz wykazania jego skuteczności przedstawiony zostanie przebieg procesu projektowo-konstrukcyjnego. Proces ten dotyczy rozwiązania wspomagającego ręczny podjazd wózkiem inwalidzkim pod wzniesienie z wykorzystaniem maszyny.

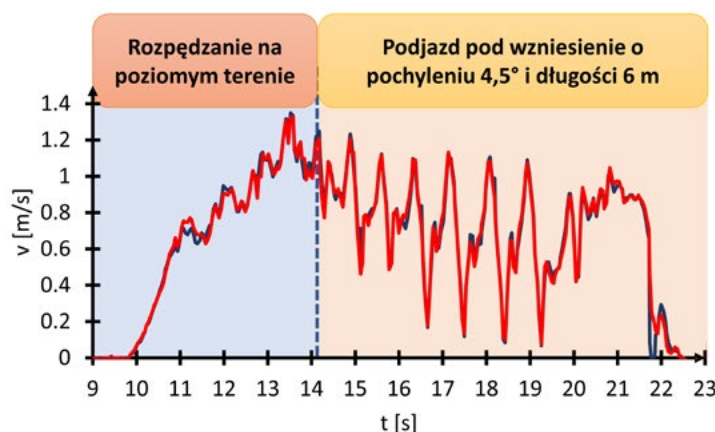
2. Definicja problemu projektowego

2.1. Aspekty eksploatacyjne

Podczas podjazdu manualnym wózkiem inwalidzkim pod wzniesienie ruch kończyn górnych ma charakter cykliczny i jest zdominowany przez naprzemienne fazy pchnięcia oraz powrotu rąk do pozycji wyjściowej¹². W warunkach ruchu po rampie istotnym czynnikiem kinematycznym jest działanie składowej siły grawitacji równoległej do powierzchni wzniesienia, która powoduje gwałtowne zmniejszenie prędkości wózka w fazie powrotu rąk oraz generuje ryzyko ruchu wstecznego. Analiza kinematyki ruchu wykazuje, że użytkownicy stosują strategię zwiększania prędkości w początkowej fazie podjazdu w celu zgromadzenia zapasu energii kinetycznej, który umożliwia pokonanie pierwszego odcinka rampy przy mniejszej częstotliwości pchnięć (ryc. 2).

¹¹ B. Wieczorek, M. Sydor, „Laboratory Assessment of Manual Wheelchair Propulsion”, *Applied Sciences* 14, nr 22 (2024): 10737, <https://doi.org/10.3390/app142210737>.

¹² W. M. Richter et al., „Stroke Pattern and Handrim Biomechanics for Level and Uphill Wheelchair Propulsion at Self-Selected Speeds”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88, nr 1 (2007): 81–87, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.017>; J.L. Collinger et al., „Shoulder Biomechanics During the Push Phase of Wheelchair Propulsion: A Multisite Study of Persons With Paraplegia”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89, nr 4 (2008): 667–76, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2007.09.052>.



Ryc. 2. Wykres przebiegu prędkości koła lewego (linia czerwona) i koła prawego (linia granatowa) podczas podjazdu wózkiem inwalidzkim z napędem ciągłym, gdzie: v – prędkość, t – czas trwania podjazdu (opracowanie własne)

Wraz ze wzrostem długości podjazdu energia ta ulega jednak stopniowemu rozproszeniu, co prowadzi do skrócenia drogi przerywanej w pojedynczym cyklu napędowym oraz do konieczności zwiększenia częstotliwości generowania siły napędowej¹³. Istotnym problemem wynikającym z podjazdu pod wzniesienie jest brak możliwości odpoczynku w pozycji zgodnej z kierunkiem jazdy oraz wysokie ryzyko wystąpienia urazów układu mięśniowo-szkieletowego wynikające z dużego wysiłku fizycznego. Podczas podjazdu konieczna jest zwiększona aktywacja mięśni kończyn górnych, w szczególności obręczy barkowej, co sprzyja przeciążeniom, bólom oraz urazom przeciążeniowym wynikającym z powtarzalnej pracy mięśniowej¹⁴. Obciążenie to rośnie wraz ze wzrostem nachylenia wzniesienia, ponieważ większe pochylenie rampy wymaga generowania znacznie wyższej siły napędowej¹⁵. Jednocześnie użytkownik nie ma możliwości bezpiecznego zatrzymania się i odpoczynku, gdyż przerwanie napędu może prowadzić do cofania się wózka lub utraty stabilności¹⁶.

Wynikające z opisanych zjawisk problemy eksploatacyjne można sprowadzić do braku możliwości bezpiecznego zatrzymania i odpoczynku podczas podjazdu pod wzniesienie oraz do znacznego obciążenia układu mięśniowo-szkieletowego użytkownika. Konieczność ciągłego

¹³ G. Bertocci et al., „Manual Wheelchair Propulsion on Ramp Slopes Encountered When Boarding Public Transit Buses”, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 14, nr 6 (2019): 561–65, <https://doi.org/10.1080/17483107.2018.1465602>.

¹⁴ S. J. Howarth et al., „Use of a Geared Wheelchair Wheel to Reduce Propulsive Muscular Demand during Ramp Ascent: Analysis of Muscle Activation and Kinematics”, *Clinical Biomechanics* 25, nr 1 (2010): 21–28, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.10.004>; C. Marchiori et al., „Quantification of the Risk of Musculoskeletal Disorders of the Upper Limb Using Fuzzy Logic: A Study of Manual Wheelchair Propulsion”, *Sensors (Basel, Switzerland)* 23, nr 21 (2023), <https://doi.org/10.3390/s23218659>.

¹⁵ T. Hashizume et al., „Evaluation of Physical Load While Propelling Manual Wheelchair on a Slope”, *Assistive Technol. Res. Ser.* 29 (2011): 796–803, <https://doi.org/10.3233/978-1-60750-814-4-796>.

¹⁶ S. L. Deems-Dluhy et al., „Evaluating the Functionality and Usability of Two Novel Wheelchair Anti-Rollback Devices for Ramp Ascent in Manual Wheelchair Users With Spinal Cord Injury”, *PM and R* 9, nr 5 (2017): 483–93, <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.09.007>.

generowania siły napędowej w warunkach działania składowej grawitacji prowadzi do szybkiego zmęczenia, wzrostu częstotliwości pchnięć oraz ryzyka cofania się wózka. Z tego względu problem projektowy polega na opracowaniu rozwiązania, które ograniczy ruch wsteczny i obciążenia fizyczne użytkownika, nie ingerując jednocześnie w naturalny sposób napędu i obsługi manualnego wózka inwalidzkiego.

2.2. Aspekty ergonomiczne

Ręczny układ napędowy wózka inwalidzkiego stanowi kluczowy element antropotechnicznego układu człowiek–maszyna, w którym kończyny górne użytkownika realizują zarówno funkcję napędową, jak i manipulacyjną. Ergonomia tego układu jest bezpośrednio związana z zakresem ruchu kończyny górnej, stabilizacją tułowia oraz geometrią konstrukcji wózka. W literaturze podkreśla się, że sposób rozmieszczenia elementów obsługiwanych ręcznie ma istotny wpływ na obciążenie układu mięśniowo-szkieletowego oraz komfort i bezpieczeństwo użytkownika¹⁷. Obsługa ręcznego napędu oraz dodatkowych urządzeń peryferyjnych wymaga realizacji ruchów w określonych strefach zasięgu kończyny górnej, które różnią się poziomem komfortu w zależności od długości zaangażowanego łańcucha kinematycznego. Manipulacja ograniczona do ruchu przedramienia przy ustabilizowanym ramieniu i tułowie jest uznawana za najbardziej ergonomiczną, natomiast angażowanie ramienia oraz tułowia wiąże się ze wzrostem wysiłku oraz ryzyka utraty stabilności użytkownika¹⁸.

W kontekście projektowania urządzeń peryferyjnych wspomagających ręczny układ napędowy istotne znaczenie ma relacja pomiędzy strefą napędu a strefami manipulacji. Strefa napędu, związana z trajektorią ruchu dłoni podczas pchania obręczy napędowej, powinna pozostać wolna od dodatkowych elementów, aby nie zakłócać cyklu napędowego i nie zwiększać ryzyka kolizji. Jednocześnie aktywacja urządzeń wspomagających, takich jak moduły ułatwiające podjazd pod wzniesienie, powinna być możliwie szybka i wymagać minimalnego wysiłku¹⁹. Problem projektowy w tym obszarze polega na właściwym doborze i lokalizacji strefy manipulacji interfejsów sterujących względem strefy napędu. Strefa ta powinna znajdować się możliwie blisko strefy zakazanej, rozumianej jako obszar ruchu dłoni podczas napędu, jednak bez naruszania jej granic. Takie położenie umożliwia

¹⁷ L. C. Mâsse et al., „Biomechanical Analysis of Wheelchair Propulsion for Various Seating Positions”, *Journal of Rehabilitation Research and Development* 29, nr 3 (1992): 12–28, <https://doi.org/10.1682/jrrd.1992.07.0012>; M.M. Rodgers et al., „Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 75, nr 1 (1994): 85–93, [https://doi.org/10.1016/0003-9993\(94\)90343-3](https://doi.org/10.1016/0003-9993(94)90343-3).

¹⁸ T. S. Ellenbecker, R. Aoki, „Step by Step Guide to Understanding the Kinetic Chain Concept in the Overhead Athlete”, *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* 13, nr 2 (2020): 155–63, <https://doi.org/10.1007/s12178-020-09615-1>.

¹⁹ B. Wieczorek et al., „Ergonomic Guidelines for the Design Interfaces of Additive Modules for Manual Wheelchairs: Sagittal Plane”, *Scientific Reports* 13, nr 1 (2023): 11993, <https://doi.org/10.1038/s41598-023-39085-7>.

intuicyjną aktywację układu wspomagającego bez konieczności angażowania długiego łańcucha kinematycznego lub wykonywania nadmiernych wychyleń tułowia. Niewłaściwe rozmieszczenie interfejsów sterujących może prowadzić do zwiększonego zmęczenia, obniżenia bezpieczeństwa oraz ograniczenia funkcjonalności ręcznego układu napędowego.

2.3. Aspekty mechaniczne i biomechaniczne

Poruszanie się manualnym wózkiem inwalidzkim wymaga generowania siły napędowej, której zadaniem jest pokonanie oporów ruchu działających na układ mechaniczny wózka. W warunkach podjazdu pod wzniesienie kluczowym składnikiem tych oporów jest składowa siły grawitacji równoległa do powierzchni rampy, która powoduje istotny wzrost zapotrzebowania na siłę napędową wraz ze wzrostem nachylenia terenu²⁰. Zestawienie wartości siły oporów wynikających z pochylenia terenu przedstawiono w tablicy 1 opracowanej na podstawie przeprowadzonego eksperymentu pozwalającego zdefiniować dane wejściowe do procesu projektowego. Podczas ruszania oraz zmian prędkości istotną rolę odgrywają siły bezwładności, które muszą zostać skompensowane przez moment napędowy generowany na obręczach kół²¹. W trakcie ruchu znaczącym czynnikiem są również opory toczenia, zależne od rodzaju nawierzchni, masy wózka oraz położenia środka masy układu, przy czym ich wartość wzrasta wraz z prędkością, przyspieszeniem oraz kątem nachylenia podłoża²². Dodatkowym źródłem strat energii są opory wewnętrzne układu napędowego, obejmujące tarcie w elementach tocznych, straty w łożyskach oraz ograniczoną sprawność mechanizmów przeniesienia napędu, których poziom zależy od konstrukcji wózka i zastosowanych rozwiązań technicznych. Suma wymienionych oporów determinuje wartość siły i momentu napędowego niezbędnych do utrzymania ruchu wózka, co stanowi kluczowy mechaniczny aspekt eksploatacji manualnego układu napędowego.

²⁰ T. Hashizume et al., „Evaluation of Physical Load While Propelling Manual Wheelchair on a Slope”, *Assistive Technol. Res. Ser.* 29 (2011): 796–803, <https://doi.org/10.3233/978-1-60750-814-4-796>; B. Wieczorek et al., „The Impact of the Human Body Position Changes during Wheelchair Propelling on Motion Resistance Force: A Preliminary Study”, *Journal of Biomechanical Engineering* 143, nr 8 (2021), <https://doi.org/10.1115/1.4050649>.

²¹ R. Aissaoui et al., „Handrim Reaction Force and Moment Assessment Using a Minimal IMU Configuration and Non-Linear Modeling Approach during Manual Wheelchair Propulsion”, *Sensors* 24, nr 19 (2024), <https://doi.org/10.3390/s24196307>.

²² E. Teran, J. Ueda, „Influence of Rolling Resistance on Manual Wheelchair Dynamics and Mechanical Efficiency”, *International Journal of Intelligent Robotics and Applications* 1, nr 1 (2017): 55–73, <https://doi.org/10.1007/s41315-016-0007-1>.

Tabl. 1. Macierz wartości siły zsuwania F_z w zależności od kąta pochylenia wózka inwalidzkiego α i ciśnienia w kole p dla masy obciążającej siedzisko $m = 90$ kg (opracowanie własne)

F_z [N]		p [bar]				
		3	4	5	6	7
α [°]	1	12,92±0,61	14,92±0,70	17,42±0,61	17,58±0,39	17,75±0,72
	2	29,08±0,39	30,42±0,39	30,58±0,39	31,75±0,55	31,92±0,39
	3	45,83±0,54	46,92±0,77	47,42±0,70	47,67±0,79	48,00±0,57
	4	64,00±0,57	64,92±0,77	65,42±0,61	65,75±0,29	67,50±0,47
	5	81,33±0,54	81,58±0,61	83,83±0,43	83,92±0,61	87,25±0,55
	6	98,42±0,39	100,33±0,54	101,75±0,55	103,00±0,57	103,67±2,73
	7	114,33±0,54	116,00±0,47	117,50±0,66	118,17±0,54	123,75±1,65
	8	132,33±0,43	136,42±0,43	136,42±0,61	136,83±0,43	139,75±0,98
	9	151,67±0,43	151,92±0,39	154,42±1,30	154,58±0,39	158,50±0,47
	10	167,25±0,86	168,08±0,77	170,92±0,77	174,00±0,57	175,33±1,81

Podjazd manualnym wózkiem inwalidzkim pod wzniesienie powoduje również istotny wzrost obciążeń biomechanicznych kończyn górnych, wynikający z konieczności pokonania składowej siły grawitacji i utrzymania ruchu postępowego. Wraz ze wzrostem nachylenia rampy rosną siły przykładane do obręczy napędowych oraz obciążenia w stawie ramiennym, a wartości maksymalnych sił napędowych mogą wzrastać ponad dwukrotnie w porównaniu z łagodnymi pochyleniami²³. Użytkownicy adaptują cykl napędowy poprzez zmianę wzorca pchnięcia i zwiększenie pochylenia tułowia, co umożliwia generowanie większych sił, lecz jednocześnie zwiększa wymagania biomechaniczne układu ruchu²⁴. Z punktu widzenia problemu konstrukcyjnego wskazuje to na potrzebę rozwiązań ograniczających wymagany poziom sił napędowych oraz stabilizujących ruch podczas podjazdu, bez dodatkowego zwiększania obciążeń biomechanicznych użytkownika²⁵.

²³ G. Bertocci et al., „Manual Wheelchair Propulsion on Ramp Slopes Encountered When Boarding Public Transit Buses”; B. Wieczorek i Łukasz Warguła, „Assessment of Muscle Activity During Uphill Propulsion in a Wheelchair Equipped with an Anti-Rollback Module”, *Applied Sciences (Switzerland)* 15, nr 23 (2025), <https://doi.org/10.3390/app152312834>.

²⁴ W. M. Richter et al., „Stroke Pattern and Handrim Biomechanics for Level and Uphill Wheelchair Propulsion at Self-Selected Speeds”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88, nr 1 (2007): 81–87, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.09.017>; S.H. Hwang et al., „Upper Limb Dynamics during Manual Wheelchair Propulsion with Different Resistances”, *IFMBE Proc.* 31 IFMBE (2010): 632–35, https://doi.org/10.1007/978-3-642-14515-5_161.

²⁵ B. A. Slavens et al., „A Comparison of Glenohumeral Joint Kinematics and Muscle Activation during Standard and Geared Manual Wheelchair Mobility”, *Medical Engineering and Physics* 70 (2019): 1–8, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.06.018>.

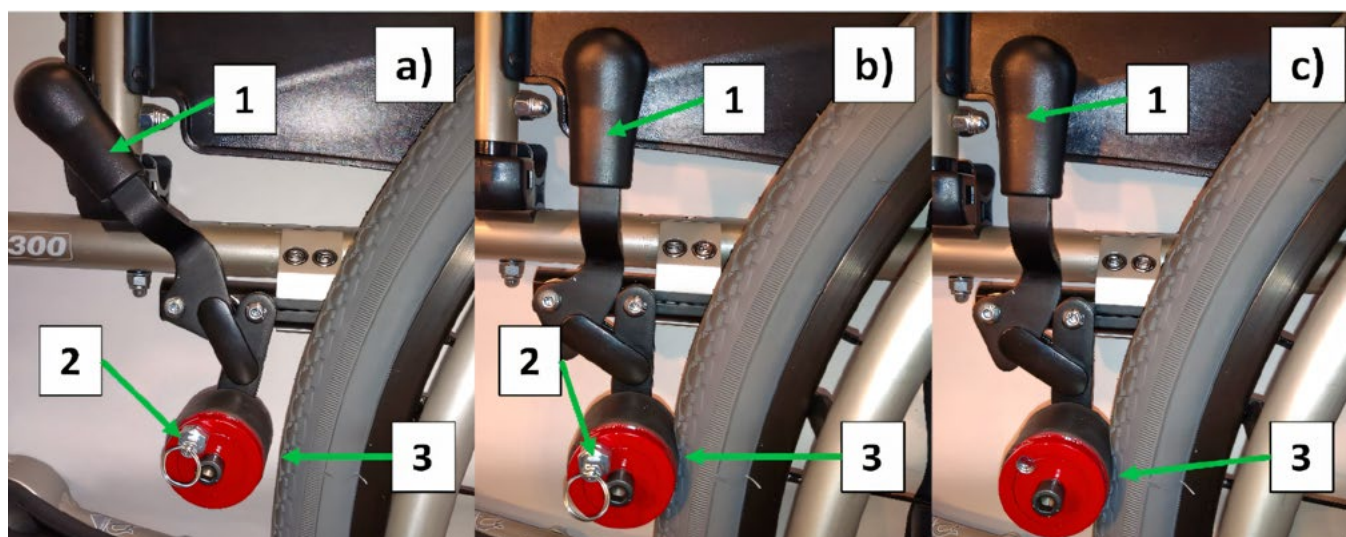
2.4. Problem projektowy

Na podstawie przedstawionych informacji, w pierwszej iteracji metody *Human-Centered Design* problem projektowy zdefiniowano jako opracowanie addytywnego urządzenia wzbogacającego istniejący ręczny układ napędowy o dodatkową funkcjonalność polegającą na asystowaniu podczas podjazdu pod wzniesienie. Projektowane rozwiązanie nie powinno ograniczać funkcjonalności pozostałych układów wózka inwalidzkiego ani ingerować w jego podstawową strukturę. Działanie urządzenia nie może zakłócać wyuczonych technik napędzania ręcznego, przy jednoczesnym zapewnieniu zabezpieczenia przed samoczynnym staczaniem się wózka. Istotnym założeniem jest również prostota obsługi, rozumiana jako konieczność wykonania minimalnej liczby ruchów oraz użycia niewielkich sił mięśniowych podczas aktywacji urządzenia. Ponadto zastosowane rozwiązanie nie powinno w sposób istotny ani odczuwalny w badaniach biomechanicznych zwiększać oporów ruchu wózka inwalidzkiego.

3. Proces konstrukcyjny modułu blokady cofania

3.1. Konstrukcja bazowa

Pierwsza iteracja procesu projektowego prowadzonego zgodnie z metodą *Human-Centered Design* opierała się na zdefiniowanym problemie projektowym oraz wstępnych konsultacjach z potencjalnymi użytkownikami urządzenia. Na podstawie uzyskanych danych wejściowych opracowany został wariant podstawowy modułu blokady cofania przeznaczonego do ręcznego wózka inwalidzkiego. Rozwiązanie to w sposób ogólny odpowiadało na sformułowany problem projektowy, realizując podstawową funkcję zabezpieczenia przed samoczynnym staczaniem się wózka podczas podjazdu pod wzniesienie. Jednocześnie uwzględniono postulaty użytkowników dotyczące prostej konstrukcji, niewymagającej dodatkowych źródeł energii oraz charakteryzującej się niskimi kosztami wytworzenia. W efekcie opracowano rozwiązanie opisane w patencie UPRP pt. Moduł do uniwersalnego hamulca dźwigniowego koła wózka inwalidzkiego (Pat.239693) (ryc. 3) autorstwa B. Wieczorek, Ł. Warguła, M. Kukła.



Ryc. 3. Prototyp modułu 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)

Moduł blokady cofania składa się z centralnej osi mocowanej do ramienia standardowego hamulca postojowego za pomocą śruby i podkładki sprężystej. Na osi osadzono sprzęgło jednokierunkowe, które zostało wtłoczone w rolkę hamulca. Sprzęgło zabezpieczono tarczą blokującą dociskaną śrubą, w której umieszczono mechanizm zabezpieczenia zatraskowego. Zatrask, dociskany sprężyną, umożliwia przełączanie trybu pracy urządzenia. Gdy zatrask znajduje się w otworze rolki, moduł pełni funkcję hamulca postojowego. Po zwolnieniu zabezpieczenia zatraskowego urządzenie pracuje jako blokada cofania wózka. Zastosowanie mechanizmu zatraskowego upraszcza obsługę modułu, ponieważ po jego aktywacji rolka hamulca ulega samoczynnemu zablokowaniu przy zachowaniu swobodnego obrotu w kierunku jazdy do przodu. Dla poprawy współpracy z kołem napędowym rolka robocza została pokryta warstwą gumy.

Badania przeprowadzone na module wykazały, że całkowity kąt obrotu obręczy napędowej wynosił $105,91^\circ$, co jest wartością zbliżoną do kąta uzyskanego dla wózka bez systemu ($99,39^\circ$)²⁶. Jednocześnie średni poziom aktywności mięśni kończyny górnej wynosił $59 \pm 19\%$ wartości maksymalnej, co jest tylko nieznacznie wyższą wartością niż w przypadku wózka bez systemu ($55 \pm 19\%$)²⁷. Wyniki te sugerują, że badany moduł nie powoduje istotnego wzrostu obciążenia mięśniowego w stosunku do konfiguracji bez wspomagania, pomimo jego mechanicznej interakcji z układem napędowym.

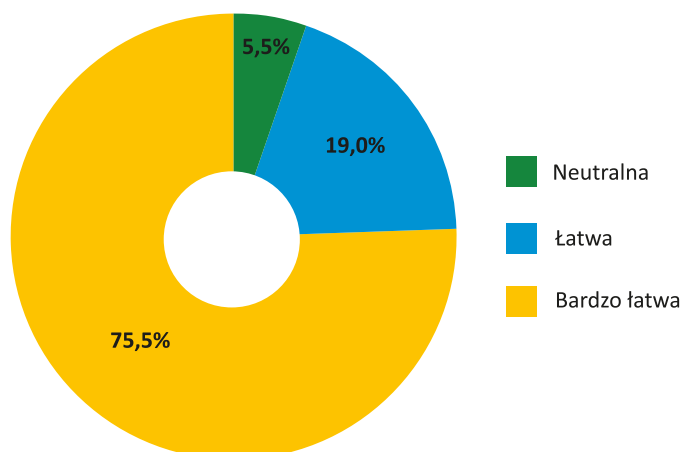
Uzyskane wyniki potwierdziły, że obrany kierunek prac oraz zastosowana koncepcja realizacji funkcji asysty podjazdu pod wzniesienie są właściwym rozwiązaniem. W związku z tym postanowiono rozwijać to rozwiązanie, uwzględniając przeprowadzone badania oraz konsultacje z użytkownikami.

²⁶ B. Wieczorek et al., „Evaluation of Anti-Rollback Systems in Manual Wheelchairs: Muscular Activity and Upper Limb Kinematics during Propulsion”, *Scientific Reports* 12, nr 1 (2022): 19061, <https://doi.org/10.1038/s41598-022-21806-z>.

²⁷ B. Wieczorek et al., „Evaluation of Anti-Rollback Systems in Manual Wheelchairs”.

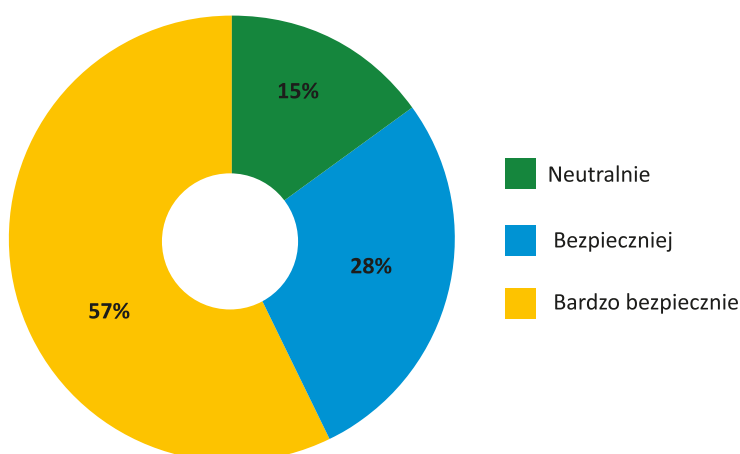
3.2. Proces ewolucji konstrukcji bazowej

Wyniki badań biomechanicznych oraz efekty konsultacji z użytkownikami wykazały, że przyjęta konstrukcja rozwiązująca problem zabezpieczenia podjazdu pod wzniesienie realizuje w bardzo dobrym stopniu zasadniczą funkcję wynikającą z definicji problemu projektowego. Potwierdzają to wyniki badań ankietowych przeprowadzonych wśród niedoświadczonych użytkowników wózka inwalidzkiego. Zdecydowana większość respondentów oceniła obsługę modułu blokady cofania jako łatwą lub bardzo łatwą, przy czym łącznie ponad 94,5% badanych nie wskazało żadnych trudności w użytkowaniu urządzenia (ryc. 4).

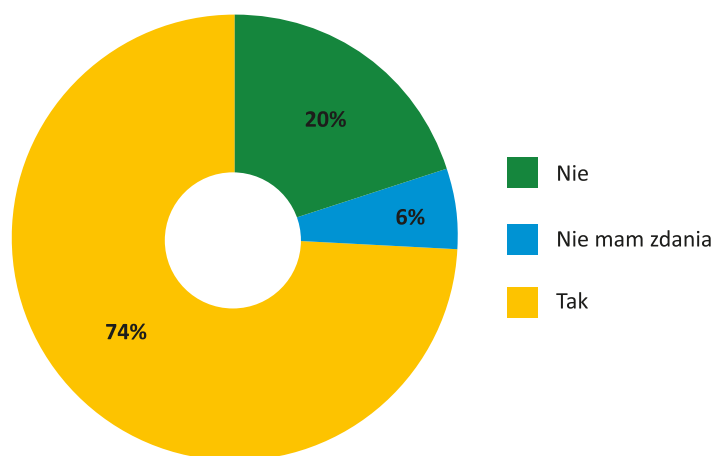


Ryc. 4. Procentowy podział oceny trudności obsługi modułu blokady cofania (dla populacji n = 52) (opracowanie własne)

Jednocześnie ankietowani wskazywali na wyraźną poprawę poczucia bezpieczeństwa podczas podjazdu pod wzniesienie, przy czym dla 57% badanych podjazd z wykorzystaniem modułu był oceniany jako bardzo bezpieczny, a dla kolejnych 28% jako bezpieczniejszy w porównaniu z jazdą bez modułu (ryc. 5). Istotnym wynikiem jest również fakt, że 74% respondentów uznało moduł blokady cofania za rozwiązanie, które powinno stanowić standardowe wyposażenie wózków inwalidzkich (ryc. 6).



Ryc. 5. Procentowy podział oceny bezpieczeństwa podczas podjazdu pod wzniesienie z wykorzystaniem modułu blokady cofania (dla populacji n = 52) (opracowanie własne)

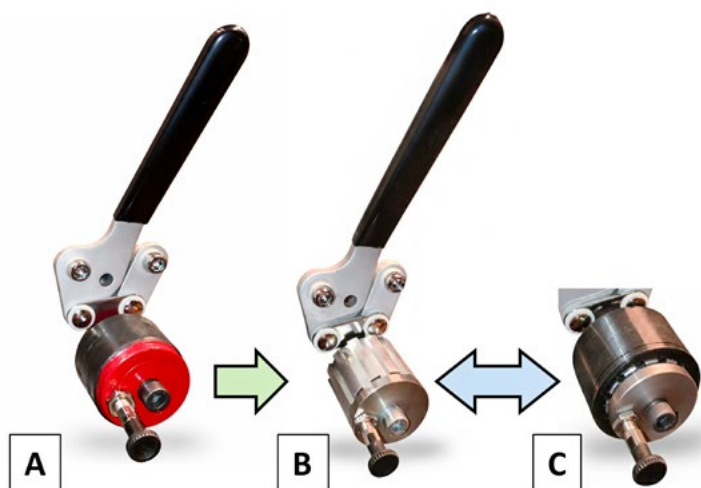


Ryc. 6. Procentowy podział opinii na temat przydatności modułu blokady cofania jako standardowego wyposażenia wózka inwalidzkiego (dla populacji $n = 52$) (opracowanie własne)

Analiza odpowiedzi otwartych wskazuje, że do najczęściej wymienianych zalet należały możliwość zatrzymania się i odpoczynku podczas podjazdu, ograniczenie tendencji wózka do cofania się oraz zmniejszenie stresu związanego z pokonywaniem wzniesień. Jednocześnie zgłaszane wady, takie jak zwiększone opory ruchu czy konieczność przyzwyczajania się do mechanizmu aktywacji, dotyczyły głównie użytkowników o dużym doświadczeniu, co potwierdza istotny wpływ doświadczenia eksploatacyjnego na subiektywną ocenę urządzenia.

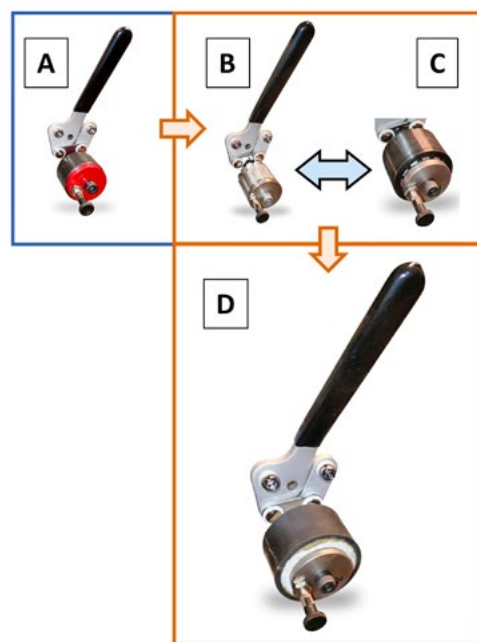
Pomimo bardzo dobrego odbioru funkcji oraz sposobu działania modułu, w trakcie badań i konsultacji zgłoszono również kilka istotnych uwag wymagających dalszych prac konstrukcyjnych. W pierwszej kolejności użytkownicy wskazywali na potrzebę redukcji masy urządzenia, ponieważ testowana konstrukcja prototypowa została wykonana ze stali, co było odczuwalne podczas codziennej eksploatacji. Dodatkowo zaobserwowano przypadki poślizgu pomiędzy rolką a kołem wózka inwalidzkiego w sytuacjach, gdy siła docisku generowana podczas aktywacji za pomocą hamulca postojowego była zbyt mała. Zespół konstrukcyjny zidentyfikował także problem technologiczny związany z naklejaniem warstwy gumy na powierzchni rolki, co wpływało na trwałość oraz powtarzalność właściwości ciernych. W konsekwencji kolejna iteracja algorytmu projektowego HCD uwzględniła konieczność zmiany materiału konstrukcyjnego oraz opracowania nowego sposobu zwiększania przyczepności pomiędzy rolką a kołem wózka inwalidzkiego.

Uwzględniając powyższe uwagi zgłaszane zarówno przez użytkowników, jak i zespół projektowy, w kolejnej iteracji procesu zaproponowano dwa warianty rozwiązania z rolką wykonaną z aluminium. Zastosowanie tego materiału pozwoliło na istotną redukcję masy modułu przy zachowaniu wymaganej sztywności konstrukcyjnej. Zaprojektowana rolka charakteryzowała się zarysem zewnętrznym w postaci prostokątnych zębów, które zwiększały przyczepność w kontakcie z oponą wózka inwalidzkiego (ryc. 7B). Dodatkowo konstrukcja rolki umożliwiała jej doposażenie w wymienną bieżnię (ryc. 7C). Bieżnia ta została wykonana w technologii druku 3D z elastycznego tworzywa TPU i opierała się na połączeniu kształtowym z korpusem rolki, co skutecznie eliminowało problem klejenia warstwy ciernej oraz poprawiało trwałość i powtarzalność właściwości tribologicznych.



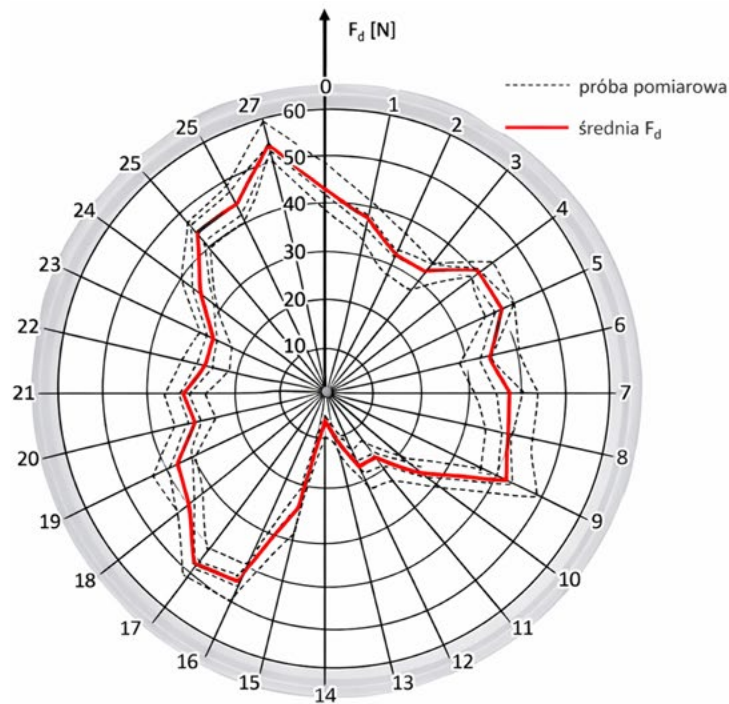
Ryc. 7. Proces ewolucji modułu blokady cofania: A – konstrukcja bazowa, B – wariant z rolką aluminiową, C – wariant z rolką aluminiową i bieżnią TPU (opracowanie własne)

Przeprowadzona analiza kosztów wykazała, że koszt wytworzenia rolki aluminiowej jest znacząco wyższy niż rolki stalowej, a uzyskany efekt redukcji masy nie koreluje proporcjonalnie ze wzrostem kosztów produkcji. Dodatkowo stwierdzono, że stosowanie rolki aluminiowej z zewnętrzną powierzchnią karbowaną może w dłuższym okresie eksploatacji prowadzić do przyspieszonego zużycia opony wózka inwalidzkiego. Zrealizowany wariant z drukowaną bieżnią z tworzywa TPU ujawnił natomiast istotne wady eksploatacyjne. W przypadku wystąpienia poślizgu lokalny wzrost temperatury spowodowany tarciem prowadził do deformacji i topienia bieżni, co wynikało z ograniczonej odporności termicznej TPU, którego właściwości ulegają pogorszeniu powyżej temperatury około 90°C. Dodatkowo bieżnia TPU charakteryzowała się niższym współczynnikiem tarcia w porównaniu z gumową bieżnią zastosowaną w konstrukcji bazowej. Pomimo tych ograniczeń, doświadczenia związane z wykorzystaniem technologii druku 3D stały się impulsem do opracowania kolejnego wariantu modułu blokady cofania z rolką wykonaną w całości w technologii druku 3D z tworzywa ABS. Wstępne testy wykazały, że rolka taka spełnia wymagania wytrzymałościowe, jest najtańsza w produkcji oraz lżejsza od rolki aluminiowej. Problem ograniczonej odporności termicznej filamentu ABS, ujawniający się przy punktowym tarciu i temperaturach przekraczających 90°C, rozwiązano poprzez pokrycie rolki warstwą gumy EPDM. Najnowsza konstrukcja modułu blokady cofania (ryc. 8D) stanowi kompromis pomiędzy uwagami użytkowników a wymaganiami zespołu konstrukcyjnego, ponieważ osiągnięto jednocześnie redukcję masy i kosztów produkcji. Nierozwiązane pozostały jednak problemy technologiczne związane z koniecznością przyklejania gumowej bieżni, przy czym zastosowanie tworzywa ABS umożliwiło wykorzystanie prostszych w aplikacji klejów cyjanoakrylowych do łączenia powierzchni gumy z korpusem rolki.



Ryc. 8. Proces ewolucji modułu blokady cofania: A – konstrukcja bazowa, B – wariant z rolką aluminiową, C – wariant z rolką aluminiową i bieżnią TPU, D – wariant z rolką ABS i gumą EPDM (opracowanie własne)

Badania mechaniczne przeprowadzone dla wariantu modułu blokady cofania z rolką wykonaną z tworzywa ABS wykazały istotny problem związany ze zmiennością siły docisku rolki do koła napędowego w trakcie jednego pełnego obrotu koła. Pomimo stałej nastawy początkowej siły docisku, rejestrowano znaczne jej wahania wynikające z fabrycznej nieokrągłości obręczy koła. Jak pokazano na ryc. 9, wartości siły docisku F_d zmieniały się w szerokim zakresie, od około $6,9 \text{ N} \pm 3,5 \text{ N}$ w obszarach lokalnych wklęśnięć obręczy do około $53,9 \text{ N} \pm 6,0 \text{ N}$ w obszarach jej lokalnych wypukłości. Oznacza to ponad siedmiokrotną zmianę wartości siły docisku w zależności od aktualnego położenia rolki względem obwodu koła. Dodatkowo przebieg siły docisku wskazywał na występowanie dwóch wyraźnych stref geometrycznych nieciągłości, w których obserwowano gwałtowne spadki i wzrosty F_d , co bezpośrednio wpływało na niestabilność warunków kontaktu pomiędzy rolką a oponą. Tak duże wahania siły docisku mogły prowadzić do okresowego poślizgu rolki lub nadmiernego obciążenia lokalnego, a w konsekwencji do zmiennego momentu hamowania w trakcie jednego obrotu koła. W związku z tym podjęto prace projektowe nad opracowaniem elastycznych rolek, które dzięki zdolności adaptacyjnego odkształcenia byłyby w stanie kompensować lokalne odchyłki okrągłości koła i stabilizować wartość siły docisku w całym zakresie obrotu.



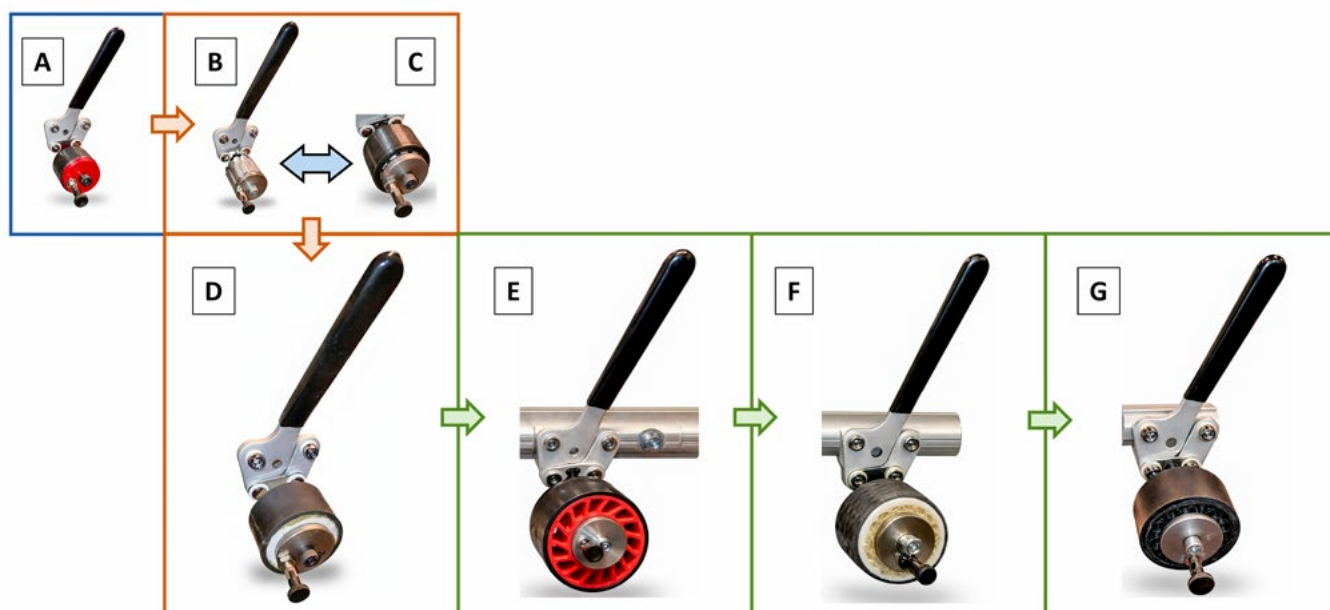
Ryc. 9. Wykres zmiany siły docisku F_d rolki do koła wynikający z nieokrągłości koła badanego dla siły początkowej 5 N ustawionej podczas kontaktu rolki modułu blokady cofania z kołem w punkcie 14 (opracowanie własne)

W pierwszej kolejności, inspirowane geometrią transportowych kół typu *non-crush*, opracowano elastyczną rolkę kompozytową składającą się ze sztywnego rdzenia wykonanego z ABS²⁸, elastycznej warstwy z TPU oraz zewnętrznej bieżni gumowej z EPDM zapewniającej odporność na ścieranie i zwiększoną przyczepność (ryc. 10E). Przeprowadzone badania mechaniczne wykazały, że zastosowanie takiej rolki prowadzi do wyraźnej redukcji momentu hamowania, a pośrednio także zapotrzebowania na energię, w porównaniu z wariantem wykorzystującym sztywną rolkę z ABS. Na podstawie wyznaczonych charakterystyk energetycznych stwierdzono, że dla siły docisku $F_d \approx 10$ N redukcja energii potrzebnej do obrotu koła wynosiła około 8%, natomiast przy wzroście siły F_d do 100 N redukcja energii osiągała około 13% względem rolki sztywnej. Jednocześnie zaobserwowano, że elastyczna struktura rolki ograniczała amplitudę zmian siły docisku wynikających z nieokrągłości koła, stabilizując kontakt cierny na całym obwodzie²⁹. W trakcie prób eksploatacyjnych ujawnił się jednak istotny problem technologiczny polegający na rozwarstwianiu się bieżni EPDM od elastycznej warstwy TPU. Zjawisko to było konsekwencją konieczności stosowania klejów elastycznych oraz cyklicznych odkształceń rolki, które w dłuższym czasie prowadziły do degradacji połączenia.

²⁸ B. Wieczorek et al., „Tire Deformation-Based Regulation of Braking Torque in Manual Wheelchairs Equipped with Reverse Locking Modules”, *PLOS ONE* 20, nr 6 (2025): e0325504, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0325504>.

²⁹ B. Wieczorek, Ł. Warguła, „Research on Reducing the Energy Intensity of the Drive System of a Wheelchair Equipped with an Assisted Uphill Module”, *Applied Sciences* 14, nr 24 (2024): 11818, <https://doi.org/10.3390/app142411818>.

W odpowiedzi na zidentyfikowane problemy w kolejnych iteracjach zaproponowano zmodyfikowaną konstrukcję rolki kompozytowej, złożoną ze sztywnego rdzenia wykonanego z ABS, elastycznego pierścienia z TPU, dodatkowego pierścienia sztywnego z ABS oraz zewnętrznej bieżni gumowej EPDM przyklejonej wyłącznie do pierścienia sztywnego. Takie rozwiązanie wyeliminowało lokalne odkształcenia w bezpośredniej strefie kontaktu opony z bieżnią gumową, przenosząc odkształcenia na warstwę elastyczną, co skutkowało powstaniem kontrolowanej mimośrodowości pomiędzy rdzeniem a pierścieniem zewnętrznym. W ramach dalszych prac porównano dwa warianty geometrii elastycznego pierścienia: strukturę o siatce trójkątnej (ryc. 10F) oraz strukturę z okrągłymi żebrami (ryc. 10G). Wariant z siatką trójkątną charakteryzował się podwyższoną sztywnością lokalną, co ograniczało zdolność adaptacyjnego dopasowania rolki do krzywizny koła i zmniejszało efekt stabilizacji siły docisku. Natomiast wariant z okrągłymi żebrami wykazywał bardziej jednolite właściwości sprężyste oraz zbliżoną charakterystykę odkształceń do pierwotnej koncepcji inspirowanej kołami typu *non-crush*, przy jednoczesnym zachowaniu podobnej sztywności niezależnie od kierunku obrotu rolki. W efekcie rozwiązano problem rozwarstwiania bieżni EPDM, umożliwiono ponowne zastosowanie prostszych klejów cyjano-akrylowych oraz utrzymano korzystny efekt redukcji momentu hamowania wynikający z kompensacji nieokrągłości koła i stabilizacji siły docisku względem pierwotnie zadanej wartości początkowej.



Ryc. 10. Proces ewolucji modułu blokady cofania: A – konstrukcja bazowa, B – wariant z rolką aluminiową, C – wariant z rolką aluminiową i bieżnią TPU, D – wariant z rolką ABS i gumą EPDM, E – wariant rolki z bieżnią elastyczną, F – wariant rolki kompozytowej z pierścieniem elastycznym o siatce trójkątnej, G – wariant rolki kompozytowej z pierścieniem elastycznym z żebrami okrągłymi (opracowanie własne)

W kolejnej iteracji procesu projektowego HCD wariant modułu blokady cofania wyposażony w rolkę z elastyczną bieżnią opartą na pierścieniu z żebrami cylindrycznymi (ryc. 10G) poddano weryfikacji z wykorzystaniem badań biomechanicznych. Celem badań była ocena wpływu zastosowania pierścienia elastycznego na wysiłek użytkownika podczas podjazdu pod wzniesienie. Analiza sygnałów EMG wykazała, że średnia znormalizowana aktywność mięśniowa EMG_{norm} dla konfiguracji z rolką elastyczną była nieznacznie niższa niż w wariancie z rolką sztywną i wynosiła odpowiednio około $0,56 \pm 0,18$ wobec $0,59 \pm 0,19$. Podobną tendencję zaobserwowano dla skumulowanego obciążenia mięśniowego CML, którego wartość uległa redukcji o około 4–5% w porównaniu z wariantem sztywnym. Jednocześnie nie stwierdzono istotnych różnic w liczbie cykli pchnięć ani w czasie ich trwania, co wskazuje na zachowanie zbliżonej strategii napędowej. Uzyskane różnice nie osiągnęły istotności statystycznej, jednak przebiegi czasowe EMG charakteryzowały się mniejszą amplitudą wahań oraz bardziej płynnym rozkładem obciążenia w cyklu napędowym. Oznacza to, że zastosowanie rolki z pierścieniem elastycznym prowadzi do ograniczonej redukcji wysiłku, przejawiającej się głównie w stabilizacji obciążenia w czasie, a nie w jednoznacznym obniżeniu jego poziomu. W związku z tym zasadne jest rozważenie, czy relatywnie niewielkie korzyści biomechaniczne uzyskane w tej iteracji uzasadniają zwiększenie złożoności konstrukcji oraz procesu wytwarzania modułu blokady cofania w porównaniu z prostszym wariantem z rolką sztywną.

Równolegle do badań biomechanicznych wariant modułu blokady cofania z rolką wyposażoną w elastyczną bieżnię z żebrami cylindrycznymi (ryc. 10G) został poddany długotrwałym testom eksploatacyjnym w warunkach laboratoryjnych oraz rzeczywistych. Próby laboratoryjne obejmowały od 2560 do 35 256 cykli hamowania, co odpowiadało dystansowi od około 0,33 km do ponad 4,5 km przebytej drogi, przy cyklicznym obciążeniu momentem hamującym równym 10 Nm. Analiza zużycia wykazała powstawanie lokalnych pasm wytarcia osi centralnej o szerokości 10–12 mm, odpowiadających strefie kontaktu igiełek sprzęgła jednokierunkowego, przy jednoczesnym wzroście lokalnej odchyłki okrągłości $RONT$ nawet do 12,7 μm po około 15 000 cykli. Pomimo tych zmian geometrycznych nie odnotowano utraty funkcjonalności modułu ani zaburzeń pracy mechanizmu blokującego.

Badania w warunkach rzeczywistych potwierdziły poprawną realizację funkcji blokady cofania, ale ujawniły dodatkowe problemy eksploatacyjne. Stwierdzono niewielkie, lecz powtarzalne zużycie osi centralnej (ryc. 11A) oraz miejscowe uszkodzenia mechaniczne rolek (ryc. 11B), szczególnie w przypadkach, gdy mechanizm aktywacji ulegał uszkodzeniu i był zastępowany śrubą. W takich sytuacjach obserwowano rozszerzenie stref zużycia wałka do około 11,6 mm oraz uszkodzenia powierzchni czołowych rolek i nierównomierne zużycie bieżni EPDM (ryc. 11C), zwłaszcza przy niedostatecznej sile docisku rolki do opony. Wyniki te jednoznacznie wskazują na potrzebę przeprojektowania sposobu podparcia i łożyskowania rolki na osi centralnej oraz wprowadzenia zmian konstrukcyjnych chroniących moduł przed uszkodzeniami mechanicznymi i przypadkowym oddziaływaniem zewnętrznym.



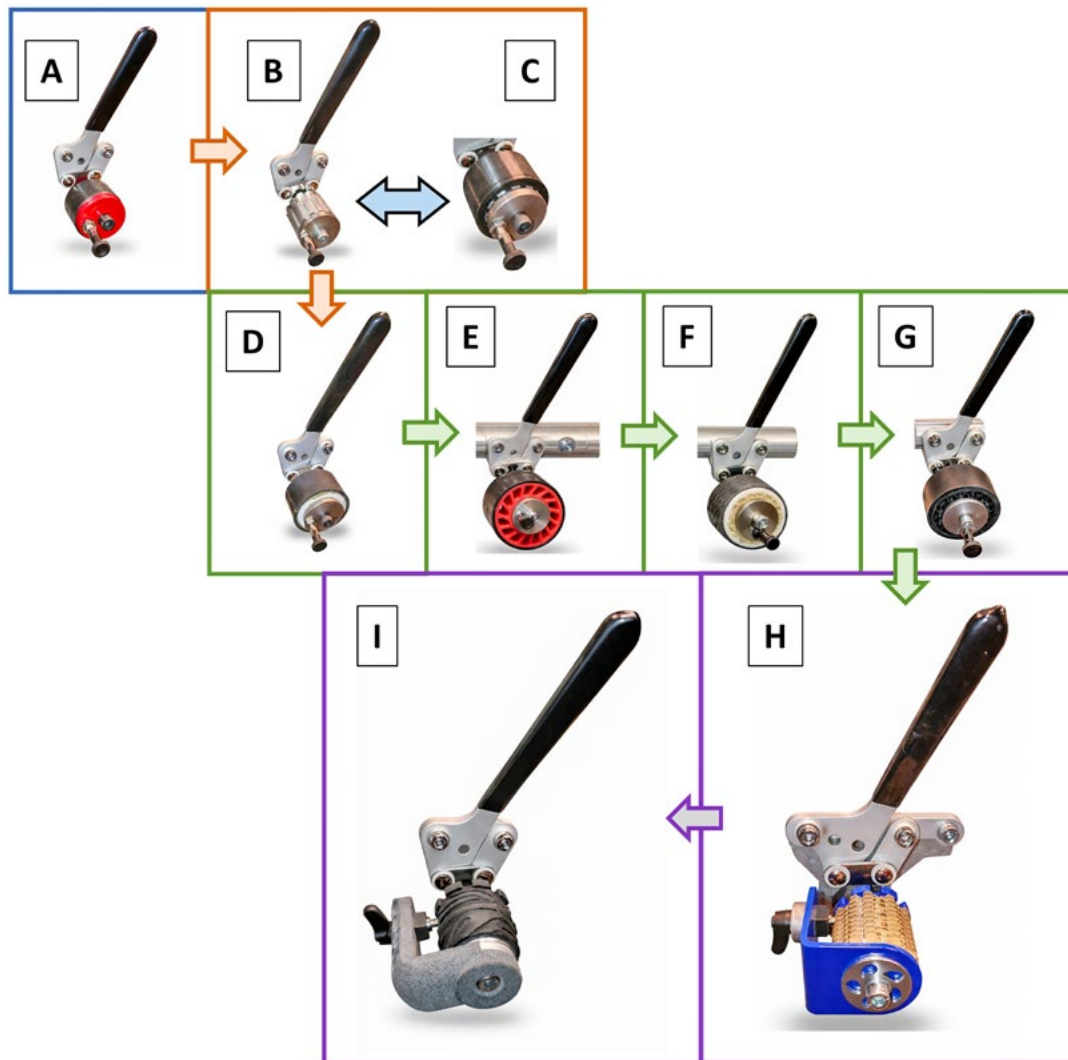
Ryc. 11. Zdjęcia zużyć wybranych elementów modułu blokady cofania po eksploatacji w warunkach rzeczywistych: A – zużycie osi centralnej, B – zużycie rdzenia sztywnego z ABS, C – zużycie bieżni z gumy EPDM (opracowanie własne)

Na podstawie przeprowadzonej oceny ankietowej wariantu modułu blokady cofania z rolką wyposażoną w elastyczną bieżnię z żebrami cylindrycznymi (ryc. 10G), a także w oparciu o obserwacje wynikające z wcześniejszych badań biomechanicznych i eksploatacyjnych, sformułowano wytyczne do kolejnej iteracji procesu projektowego. Wyniki badania ankietowego wykazały, że większość użytkowników pozytywnie oceniała funkcję zabezpieczenia przed cofaniem oraz wzrost poczucia bezpieczeństwa podczas podjazdów, co było szczególnie istotne dla osób o krótkim stażu użytkowania wózka. Jednocześnie ankietowani wskazywali na utrzymujące się problemy ergonomiczne, przede wszystkim związane z kolizją dłoni z elementami modułu, poślizgiem rolki w warunkach wilgotnych oraz lokalnym wzrostem oporów ruchu. Część użytkowników doświadczonych zwracała również uwagę na ograniczenie możliwości stosowania technik dynamicznych podczas podjazdu. Zestawienie tych opinii z wynikami badań biomechanicznych, które wykazały jedynie niewielkie różnice w poziomie obciążenia mięśniowego, oraz z wynikami testów eksploatacyjnych, ujawniających zużycie elementów i podatność na uszkodzenia mechaniczne, pozwoliło zdefiniować kluczowe wytyczne projektowe. Obejmowały one konieczność dalszej redukcji ryzyka kontaktu dłoni z modułem, poprawę trwałości i łożyskowania rolki, zwiększenie odporności na poślizg w zmiennych warunkach atmosferycznych oraz uproszczenie konstrukcji w celu ograniczenia kosztów i złożoności wytwarzania. Wytyczne te stały się bezpośrednią podstawą do opracowania kolejnej wersji modułu, ukierunkowanej na kompromis pomiędzy bezpieczeństwem, ergonomią, trwałością i efektywnością kosztową.

3.3. Wariant ostateczny modułu blokady cofania

Uwzględniając efekty wszystkich dotychczasowych prac badawczych, w tym badań mechanicznych, biomechanicznych, eksploatacyjnych oraz ocen ankietowych, opracowano finalną wersję modułu blokady cofania, która integruje wszystkie wcześniej zgłaszane uwagi użytkowe i wytyczne projektowe. Ostateczna

konstrukcja może być wykonana w dwóch wariantach: ekonomicznym (ryc. 12H) oraz premium (ryc. 12I). Oba warianty są funkcjonalnie równoważne i różnią się wyłącznie zastosowanymi materiałami oraz zewnętrznym designem, przy zachowaniu identycznej kinematyki i zasady działania modułu.

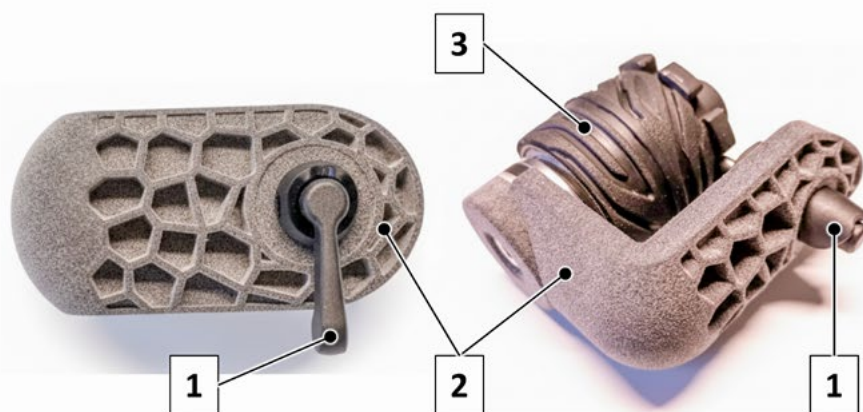


Ryc. 12. Proces ewolucji modułu blokady cofania: A – konstrukcja bazowa, B – wariant z rolką aluminiową, C – wariant z rolką aluminiową i bieżnią TPU, D – wariant z rolką ABS i gumą EPDM, E – wariant rolki z bieżnią elastyczną, F – wariant rolki kompozytowej z pierścieniem elastycznym o siatce trójkątnej, G – wariant rolki kompozytowej z pierścieniem elastycznym z żebrami okrągłymi, H – wariant finalny ekonomiczny, I – wariant finalny w wersji premium (opracowanie własne)

Względem wcześniejszych wersji wprowadzono szereg istotnych usprawnień funkcjonalnych (ryc. 13). Zastosowano dwupozycyjne zabezpieczenie zatraskowe umieszczone w przedniej części modułu blokady cofania, co eliminuje ryzyko zahaczania o przeszkody terenowe oraz przypadkowego kontaktu z dłonią użytkownika podczas napędzania wózka. Dodatkowo rolka modułu została zabezpieczona zderzakiem ochronnym, który chroni elementy robocze przed uszkodzeniami mechanicznymi powstającymi w wyniku kolizji z przeszkodami lub elementami infrastruktury. W zależności od wariantu moduł wyposażony jest w obudowę podnoszącą właściwości wizualne i mechaniczne. Ze względu

na niewielką, nieistotną funkcjonalnie redukcję wysiłku fizycznego zrezygnowano z dalszego stosowania elastycznych bieźni, pozostając przy sztywnym pierścieniu nośnym, który znacząco upraszcza technologię nakładania bieźnika i poprawia powtarzalność montażu.

Jako materiał bieźni zewnętrznej zaproponowano wykorzystanie bieźnika pochodzącego z opon rowerowych lub opon wózków inwalidzkich, rezygnując z gumy EPDM. Rozwiązanie to ma wyraźny aspekt ekologiczny, ponieważ umożliwia wtórne wykorzystanie problematycznych odpadów gumowych, jednocześnie zapewniając wysoką przyczepność i dobre tłumienie drgań. Alternatywnie dopuszcza się zastosowanie pasa zębatego jako elementu ciernego. Rdzeń rolki kompozytowej wykonano z aluminium, natomiast pierścień sztywny, stanowiący podkonstrukcję dla bieźnika, realizowany jest w technologii druku 3D MJF z materiału PA12. Takie połączenie zapewnia wysoką sztywność, małą masę oraz dobrą trwałość eksploatacyjną, przy jednoczesnym uproszczeniu procesu montażu bieźnika.



Ryc. 13. Finalna wersja modułu blokady cofania z uwidocznieniem zabezpieczenia zatraskowego (1), obudowy (2) i rolki pokrytej bieźnią (3) (opracowanie własne)

Istotną zmianą konstrukcyjną jest również zastosowanie zmodyfikowanego układu łożyskowania rolki, składającego się ze sprzęgła jednokierunkowego oraz dwóch łożysk kulkowych. Taki układ rozdziela funkcję przenoszenia obciążeń od funkcji blokowania ruchu wstecznego, co poprawia niezawodność, zmniejsza zużycie sprzęgła oraz eliminuje ryzyko tarcia rolki o sąsiednie elementy konstrukcji, ograniczając tym samym wzrost oporów toczenia.

4. Dyskusja wyników

Przedstawiony cykl rozwoju konstrukcji jednoznacznie potwierdza zasadność stosowania metod *Human-Centered Design* (HCD) w procesie projektowania urządzeń rehabilitacyjnych, zarówno w wymiarze funkcjonalnym, jak i systemowym. Iteracyjny charakter procesu, oparty na ciągłym sprzężeniu zwrotnym między użytkownikami, zespołem projektowym oraz wynikami badań eksperymentalnych, jest spójny z podejściem HCD, w którym użytkownik stanowi centralny punkt całego

procesu projektowego, a rozwiązania są stopniowo doskonalone poprzez cykle projekt-test-modyfikacja-walidacja³⁰. Taka metoda projektowania umożliwia nie tylko precyzyjne dopasowanie funkcji urządzenia do rzeczywistych potrzeb użytkowników, lecz także systematyczne ujawnianie ograniczeń technicznych, eksploatacyjnych i ergonomicznych, które w klasycznych podejściach inżynierskich często ujawniają się dopiero na etapie wdrożenia. Zastosowanie HCD sprzyja również tworzeniu rozwiązań adaptacyjnych i modułowych, umożliwiających elastyczne dostosowanie konstrukcji do zróżnicowanych warunków użytkowania i indywidualnych cech użytkowników³¹. W szerszym ujęciu wpisuje się to w koncepcję antropotechnicznych systemów człowiek-maszyna, w których kluczowe znaczenie ma minimalizacja rozbieżności pomiędzy możliwościami człowieka a właściwościami systemu technicznego, prowadząca do bardziej intuicyjnej integracji, stabilnej interakcji oraz ograniczenia obciążeń poznawczych i fizycznych użytkownika³². Tym samym uzyskane wyniki wskazują, że HCD nie stanowi wyłącznie metody poprawy ergonomii interfejsu, lecz jest kompleksowym paradygmatem projektowym, który realnie zwiększa efektywność, akceptowalność i trwałość rozwiązań rehabilitacyjnych, szczególnie w systemach wymagających długotrwałej eksploatacji i wysokiej niezawodności funkcjonalnej.

Należy podkreślić, że kluczowym elementem skutecznego zastosowania ogólnej metody *Human-Centered Design (HCD)* w odniesieniu do urządzeń technicznych współpracujących z człowiekiem jest równoległa realizacja cyklu projektowego oraz cyklu badawczo-eksploatacyjnego, odgrywającego rolę systematycznego źródła danych wejściowych. W podejściu tym dane mechaniczne i biomechaniczne nie stanowią jednorazowego etapu analizy, lecz są pozyskiwane i wykorzystywane iteracyjnie na różnych etapach projektowania, przy użyciu odrębnych i niezależnych eksperymentów dostosowanych do aktualnej fazy procesu³³. W początkowych etapach HCD dane biomechaniczne umożliwiają zrozumienie ruchu człowieka, interakcji z urządzeniem oraz ograniczeń wynikających z kinematyki i dynamiki układu mięśniowo-szkieletowego, co pozwala na właściwe sformułowanie założeń projektowych³⁴. Na etapie

³⁰ J. M. D. Lynn et al., „User Centred Design and Validation during the Development of Domestic Brain Computer Interface Applications for People with Acquired Brain Injury and Therapists: A Multi-Stakeholder Approach”, *Journal of Assistive Technologies* 10, nr 2 (2016): 67–78, <https://doi.org/10.1108/JAT-01-2016-0002>; D.I. Arias, D.A. Elías, „A Modular Soft Hand Exoskeleton with Interactive Interface: Design and Implementation for Spinal Cord Injury Rehabilitation”, *Int. Conf. Mechatronics Robot. Eng., ICMRE*, 2025, 265–71, <https://doi.org/10.1109/ICMRE64970.2025.10976325>.

³¹ S. Resch et al., „Smart Device Development for Gait Monitoring: Multimodal Feedback in an Interactive Foot Orthosis, Walking Aid, and Mobile Application”, *Technologies* 13, nr 12 (2025), <https://doi.org/10.3390/technologies13120588>; R. Thorsen, M. Ferrarin, „A Wearable Open-Source Neuroprosthesis/Neuro-Orthosis for Restoring Hand Function”, *Sensors* 25, nr 11 (2025), <https://doi.org/10.3390/s25113282>.

³² J. L. Contreras-Vidal et al., „Human-Centered Design of Wearable Neuroprostheses and Exoskeletons”, *AI Magazine* 36, nr 4 (2015): 12–22, <https://doi.org/10.1609/aimag.v36i4.2613>; S. Suner-Pla-Cerda et al., „User Requirements and Involvement Methods in the Development of Hand Exoskeletons: A Review”, *ACM Transactions on Human-Robot Interaction* 14, nr 1 (2024), <https://doi.org/10.1145/3698240>.

³³ A. Baca, „Informatics methods for biomechanical analysis and simulation”, *Informatik-Spektrum* 31, nr 4 (2008): 308–15, <https://doi.org/10.1007/s00287-008-0253-1>.

³⁴ S. Wyche et al., „Redesigning Agricultural Hand Tools in Western Kenya: Considering Human-Centered Design in ICTD”, *Information Technologies and International Development*, nr 15 (2019): 97–112.

koncepcji i generowania rozwiązań dane te wspierają tworzenie wariantów konstrukcyjnych zgodnych z zasadami ergonomii i antropometrii, zwiększając użyteczność i komfort użytkowania³⁵. W dalszych fazach, obejmujących prototypowanie i ocenę rozwiązań, parametry biomechaniczne i mechaniczne są wykorzystywane do symulacji, testów funkcjonalnych oraz oceny bezpieczeństwa i efektywności działania, zarówno w warunkach laboratoryjnych, jak i eksploatacyjnych³⁶. Takie równoległe i wieloetapowe wykorzystanie danych badawczych sprawia, że HCD staje się narzędziem integrującym projektowanie inżynierskie z obiektywną oceną oddziaływania układu człowiek-urządzenie, co jest szczególnie istotne w przypadku systemów rehabilitacyjnych i antropotechnicznych o wysokich wymaganiach funkcjonalnych i eksploatacyjnych.

Badania inżynierskie stosowane w projektowaniu urządzeń technicznych charakteryzują się zazwyczaj ściśle ilościowym podejściem, pozwalającym na jednoznaczne określenie zależności pomiędzy parametrami mechanicznymi, takimi jak siły, momenty czy przemieszczenia. Jednak w przypadku urządzeń asystujących, w szczególności wózków inwalidzkich z napędem ręcznym oraz elementów ich wyposażenia dodatkowego, takich jak moduł blokady cofania, takie podejście okazuje się niewystarczające. Zgodnie z metodyką *Human-Centered Design* (HCD), kluczowe znaczenie ma równoległe uwzględnianie informacji zwrotnej pochodzącej bezpośrednio od użytkowników końcowych. Ponieważ to oni pozostają integralnym elementem układu antropotechnicznego i współdecydują o rzeczywistej skuteczności rozwiązania³⁷. W procesie projektowania modułu blokady cofania szczególnie istotną rolę odgrywa zaangażowanie użytkowników doświadczonych, na co dzień eksploatujących wózki inwalidzkie w zróżnicowanych warunkach terenowych. Tacy użytkownicy, pełniący rolę ekspertów, są w stanie identyfikować problemy funkcjonalne na wysokim poziomie szczegółowości, obejmujące m.in. stabilność pracy mechanizmu, ergonomię obsługi podczas podjazdu, niezawodność elementów ruchomych oraz wpływ modułu na technikę napędzania wózka. Badania nad projektowaniem urządzeń wspomagających wskazują, że analiza strategii działania użytkowników eksperckich umożliwia przeniesienie sprawdzonych rozwiązań do kolejnych iteracji konstrukcji oraz

³⁵ H. Huang et al., „Research on Intelligent Game Peripheral Product Design Driven by Human-Centered Innovation”, *Lect. Notes Comput. Sci.* 15798 LNCS (2025): 166–77, https://doi.org/10.1007/978-3-031-93233-5_12; Bee-Ah Kang et al., „Narrative Review of Human-Centered Design in Public Health Interventions in Low-and Middle-Income Countries: Recommendations for Practice, Research, and Reporting”, *Global Health Science and Practice* 13, nr 1 (2025), <https://doi.org/10.9745/GHSP-D-24-00164>.

³⁶ M. Mengoni et al., „Design of a Novel Human-Computer Interface to Support HCD Application”, *Proc. ASME Des. Eng. Tech. Conf.* 3, nr PARTS A AND B (2010): 1401–11, <https://doi.org/10.1115/DETC2010-28975>; V. Guruguntla, M. Lal, „A State-of-the-Art Review on Biomechanical Models and Biodynamic Responses”, *Ergonomics* 68, nr 1 (2025): 63–84, <https://doi.org/10.1080/00140139.2023.2288544>; R.M. Cossielo De Martins, A.L. Fleury, „Exploring the Interface between Human Centred Design and Wearables through a Systematic Review of Literature: A HCD Framework for Healthcare Wearable Devices”, *Design Journal*, advance online publication, 2025, <https://doi.org/10.1080/14606925.2025.2590077>.

³⁷ A. L. Van Ommeren et al., „Assistive Technology for the Upper Extremities after Stroke: Systematic Review of Users' Needs”, *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies* 5, nr 2 (2018), <https://doi.org/10.2196/10510>; F. Peng et al., „Human-Centred Design (HCD) in Enhancing Dementia Care Through Assistive Technologies: A Scoping Review”, *Digital* 5, nr 4 (2025), <https://doi.org/10.3390/digital5040051>.

ograniczenie ryzyka wystąpienia błędów projektowych ujawniających się dopiero na etapie długotrwałej eksploatacji³⁸.

Uzupełnieniem testów eksperckich są krótkotrwałe badania użytkowe prowadzone z udziałem szerszej grupy osób, dla których badany moduł blokady cofania stanowi rozwiązanie nowe. Użytkownicy ci, nieposiadający wykształconych nawyków kompensacyjnych charakterystycznych dla doświadczonych osób poruszających się na wózku inwalidzkim, dostarczają informacji zwrotnej dotyczącej intuicyjności obsługi, czytelności funkcji oraz naturalności interakcji z urządzeniem. Tego typu testy pozwalają na identyfikację barier użytkowych, które mogą nie być dostrzegane przez ekspertów z uwagi na ich adaptację do ograniczeń technicznych sprzętu rehabilitacyjnego. W literaturze dotyczącej HCD wykazano, że takie krótkie, iteracyjne testy z udziałem losowo dobranych użytkowników znacząco poprawiają użyteczność i akceptację technologii asystujących³⁹.

Zastosowanie dwóch komplementarnych źródeł informacji zwrotnej – pogłębionej, eksperckiej oraz szerokiej, eksploracyjnej – jest szczególnie uzasadnione w przypadku modułu blokady cofania, który bezpośrednio ingeruje w proces napędzania wózka inwalidzkiego i wpływa na bezpieczeństwo użytkownika podczas podjazdu pod wzniesienie⁴⁰. Doświadczeni użytkownicy są w stanie zgłaszać precyzyjne uwagi o charakterze technicznym, natomiast użytkownicy mniej doświadczeni potwierdzają zasadność ogólnego kierunku rozwoju konstrukcji oraz mogą inspirować do wprowadzania nowych funkcji⁴¹ i uproszczeń obsługi, które dla ekspertów stają się niewidoczne z powodu wyrobionych schematów działania. Takie podejście wpisuje się w iteracyjny charakter HCD, w którym projektowanie modułu blokady cofania, jego testowanie biomechaniczne i eksploatacyjne oraz modyfikacje konstrukcyjne tworzą spójny cykl prowadzący do zwiększenia funkcjonalności, bezpieczeństwa i akceptowalności rozwiązania⁴².

³⁸ P. Chacon-Cifuentes et al., „Interdisciplinary Approach of the Design Process for the Application of New Materials in Wheelchair Design”, *Adv. Intell. Sys. Comput.* 968 (2020): 75–82, https://doi.org/10.1007/978-3-030-20470-9_9.

³⁹ R. Harte et al., „Human-Centered Design Study: Enhancing the Usability of a Mobile Phone App in an Integrated Falls Risk Detection System for Use by Older Adult Users”, *JMIR mHealth and uHealth* 5, nr 5 (2017), <https://doi.org/10.2196/mhealth.7046>.

⁴⁰ F-G. Wu et al., „A New User-Centered Design Approach: A Hair Washing Assistive Device Design for Users with Shoulder Mobility Restriction”, *Applied Ergonomics* 40, nr 5 (2009): 878–86, <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2009.01.002>.

⁴¹ A. L. Van Ommeren et al., „Assistive Technology for the Upper Extremities after Stroke: Systematic Review of Users' Needs”, *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies* 5, nr 2 (2018), <https://doi.org/10.2196/10510>.

⁴² F. Peng et al., „Human-Centred Design (HCD) in Enhancing Dementia Care Through Assistive Technologies”.

5. Konkluzje

Przedstawione w artykule wyniki jednoznacznie wskazują na konieczność i zasadność stosowania metod *Human-Centered Design* (HCD) w projektowaniu urządzeń asystujących, takich jak manualne wózki inwalidzkie oraz ich wyposażenie dodatkowe, w tym moduł blokady cofania. Kluczowym wnioskiem płynącym z przeprowadzonych prac jest jednak potrzeba stosowania zmodyfikowanego wariantu HCD, w którym jakościowe i ilościowe badania eksperymentalne stanowią stały, formalnie zintegrowany element pętli sprzężenia zwrotnego, a nie jedynie narzędzie pomocnicze uruchamiane doraźnie. W zaprezentowanym procesie projektowym informacja zwrotna była pozyskiwana zarówno w postaci badań jakościowych (ankietowych, konsultacyjnych, ocen subiektywnych użytkowników), jak i badań ilościowych (mechanicznych, biomechanicznych, eksploatacyjnych). Ich równoległe wykorzystanie umożliwiło identyfikację problemów, które nie byłyby możliwe do uchwycenia przy zastosowaniu wyłącznie jednego typu metod. Badania ankietowe pozwoliły na ocenę intuicyjności obsługi, poczucia bezpieczeństwa oraz akceptowalności rozwiązania, natomiast badania laboratoryjne i biomechaniczne dostarczyły obiektywnych danych dotyczących obciążeń, momentów hamowania, zmienności sił docisku oraz trwałości elementów konstrukcyjnych. Wyniki te stanowiły podstawę do podejmowania decyzji projektowych na kolejnych etapach iteracji procesu HCD.

Należy podkreślić, że artykuł przedstawia studium przypadku realizacji modułu blokady cofania, a zaprezentowane wyniki badań stanowią jedynie wybrane fragmenty szerszego programu badawczo-rozwojowego. Szczegółowe analizy biomechaniczne, długotrwałe testy zużyciowe oraz badania konstrukcyjne, które były prowadzone równoległe, nie zostały w pełni opisane w niniejszej pracy i pozostają przedmiotem odrębnych, tematycznie wyspecjalizowanych publikacji. Uzyskane doświadczenia wskazują również na potrzebę usystematyzowania chronologii badań eksploatacyjnych, mechanicznych, biomechanicznych i ankietowych jako integralnych elementów procesu HCD. W zaprezentowanym projekcie badania te były w dużej mierze inicjowane jako odpowiedź na pytania i problemy ujawniające się w trakcie realizacji poszczególnych etapów HCD lub po ich zakończeniu. Choć takie podejście jest zgodne z iteracyjnym charakterem HCD, wymaga ono wysokiego zaangażowania zespołu projektowego oraz ciągłej analizy zasadności uruchamiania konkretnych eksperymentów.

W dalszych kierunkach rozwoju metodyki projektowania urządzeń asystujących zasadne wydaje się zdefiniowanie spójnych i formalnych ram procesu HCD, w których jednoznacznie określone zostanie miejsce występowania poszczególnych typów badań w cyklu projektowym, zakres analizowanych parametrów na konkretnych etapach rozwoju rozwiązania, kryteria doboru metod badawczych w zależności od struktury funkcjonalnej projektowanego urządzenia oraz sposób integrowania wyników badań jakościowych i ilościowych jako równoważnych i komplementarnych źródeł informacji zwrotnej. Takie podejście umożliwi przejście od reaktywnego do proaktywnego

wykorzystania badań eksperymentalnych w procesie HCD, zwiększając powtarzalność i transparentność procesu projektowego oraz ułatwiając transfer zaprezentowanej metodyki na inne klasy urządzeń rehabilitacyjnych i antropotechnicznych.

Prace badawczo-rozwojowe opisane w niniejszym artykule zostały sfinansowane ze środków Państwowego Funduszu Rehabilitacji Osób Niepełnosprawnych (PFRON) w ramach grantu nr BEA/000068/BF/D pt. „Moduł blokady cofania do wózków inwalidzkich – prototyp funkcjonalny, badania eksploatacyjne, upowszechnianie”. Uzyskane finansowanie umożliwiło realizację pełnego cyklu prac obejmujących projektowanie zgodne z metodologią *Human-Centered Design*, wykonanie kolejnych prototypów, przeprowadzenie badań mechanicznych, biomechanicznych i eksploatacyjnych, a także ocenę funkcjonalną rozwiązania w warunkach zbliżonych do rzeczywistego użytkowania.