



Uniwersytet Rzeszowski
Collegium Medicum
Wydział Nauk o Kulturze Fizycznej

Rozprawa doktorska
w dziedzinie nauk medycznych i nauk o zdrowiu,
w dyscyplinie **nauki o kulturze fizycznej**

WPŁYW INKLINACJI I OBCIĄŻENIA ZEWNĘTRZNEGO
NA PARAMETRY CZASOWO-PRZESTRZENNE CHODU
OPERATORÓW WOJSK SPECJALNYCH

MGR PATRYK MARSZAŁEK

Promotor:
dr hab. inż. Krzysztof Przednowek, prof. UR

Promotor pomocniczy:
dr Maciej Śliż

Rzeszów, 2025

*Serdecznie dziękuję mojemu Promotorowi,
Panu Profesorowi Krzysztofowi Przednowkowi,
za nieocenioną pomoc, życzliwość oraz wsparcie
podczas pisania dysertacji.*

*Podziękowania kieruję również do Pana Doktora
Macieja Śliża za cenne wskazówki, poświęcony
czas oraz wsparcie na wszystkich etapach pracy.*

*Wyrazy wdzięczności składam także zespołowi
badawczemu Uniwersyteckiego Centrum
Lekkoatletycznego przy Uniwersytecie
Rzeszowskim za motywację oraz wsparcie
w realizacji projektu.*

Spis treści

Wykaz stosowanych skrótów	4
Wstęp	5
1. Wprowadzenie teoretyczne	6
1.1. Chód w aspekcie biologicznym i funkcjonalnym	6
1.2. Biomechanika chodu	7
1.3. Rola chodu w działaniach operacyjnych żołnierzy	13
1.4. Charakterystyka Wojsk Specjalnych	15
2. Cel pracy i pytania badawcze	19
2.1. Cel pracy	19
2.2. Pytania badawcze	19
2.3. Hipoteza badawcza	19
3. Materiał i metody badań	21
3.1. Charakterystyka badanej grupy	21
3.2. Narzędzia badawcze	22
3.3. Procedura badawcza	24
3.4. Metody statystyczne	25
4. Wyniki badań.	26
4.1. Wyniki parametrów bilateralnych	26
4.2. Wyniki parametrów unilateralnych	48
5. Dyskusja	62
5.1. Inklinacja jako czynnik kształtujący strukturę czasowo-przestrzenną chodu	62
5.2. Obciążenie zewnętrzne jako czynnik kształtujący strukturę cza- sowo przestrzenną chodu	66
5.3. Asymetria chodu wśród operatorów	70
5.4. Inklinacja i obciążenie zewnętrzne jako czynniki ryzyka urazów .	72
5.5. Ograniczenia	74
5.6. Podsumowanie i implikacje praktyczne	74
6. Wnioski	76
7. Streszczenie	77
8. Abstract	78
9. Piśmiennictwo	79
Spis tabel	94
Spis rycin	97
Załącznik nr 1 - zgoda komisji biotycznej	98
Załącznik nr 2 - oświadczenie o tytule rozprawy doktorskiej i projektu . .	100

Wykaz stosowanych skrótów

Skrót	Polskie znaczenie	Angielskie rozwinięcie
AGAT	Jednostka Wojsk Specjalnych AGAT	
CoP	środek nacisku	Center of Pressure
FORMOZA	Jednostka Wojsk Specjalnych FORMOZA	
GA	Indeks asymetrii chodu	Gait Asymmetry Index
GROM	Grupa Reagowania Operacyjno-Manewrowego	
IN	inklinacja	
IMU	inercyjna jednostka pomiarowa	Inertial Measurement Unit
JW	Jednostka Wojskowa	
JWS	Jednostka Wojsk Specjalnych	
max	wartość maksymalna	maximum
Me	mediana	median
min	wartość minimalna	minimum
MON	Ministerstwo Obrony Narodowej	
NATO	Organizacja Traktatu Północnoatlantyckiego	North Atlantic Treaty Organization
NIL	Jednostka Wojsk Specjalnych NIL	
NS	wynik nieistotny statystycznie	not significant
OZ	obciążenie zewnętrzne	
p	prawdopodobieństwo testowe	probability
RP	Rzeczpospolita Polska	
sd	odchylenie standardowe	standard deviation
SI	indeks symetrii	Symmetry Index
V	współczynnik zmienności	coefficient of variation
W	współczynnik wielkości efektu	effect size coefficient
$\bar{x}$	średnia arytmetyczna	arithmetic mean

Wstęp

Jednostki wojsk specjalnych (JWS) stanowią elitarną grupę żołnierzy, która należy do najlepiej wyszkolonych struktur w szeregach Wojska Polskiego. Ich zadania obejmują specyficzne operacje o charakterze antyterrorystycznym, ratunkowym, wywiadowczym oraz kontrwywiadowczym. Działania te wymagają nie tylko zaawansowanego wyszkolenia wojskowego, lecz także umiejętności działania w warunkach skrajnego stresu. Ponadto, w warunkach takich jak ograniczony sen i wysoki poziom zmęczenia psychofizycznego, żołnierze muszą być w stanie utrzymać skupienie, jasność umysłu oraz zdolność do podejmowania szybkich i trafnych decyzji. Ich kompleksowe wyszkolenie wojskowe obejmuje szeroki zakres umiejętności taktycznych, takich jak: walka wręcz, operacje wodne i lądowe, a także zaawansowana taktyka przetrwania.

Podczas realizacji działań operacyjnych dodatkowym wyzwaniem jest konieczność przemieszczania się na dużych odległościach. Obszary te często obejmują tereny góryste, gdzie możliwość użycia pojazdów zmechanizowanych jest ograniczona. Z tego względu efektywny chód z dodatkowym obciążeniem zewnętrznym stanowi kluczowy aspekt wyszkolenia żołnierza JWS. Umiejętność ta nie tylko poprawia mobilność jednostki, ale przede wszystkim zwiększa jej zdolność bojową. W ten sposób staje się ona niezależna od wsparcia logistycznego, co dodatkowo poszerza zakres realizowanych działań oraz zwiększa ich skuteczność.

Badania zakładały scharakteryzowanie parametrów czasowo-przestrzennych chodu żołnierzy JWS w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji. Przeprowadzona analiza umożliwiła ocenę ryzyka kontuzji wśród operatorów oraz wyodrębnienie parametrów, które mają kluczowe znaczenie w kontekście stabilnego chodu. W efekcie wyniki badań dostarczają istotnych danych w zakresie optymalizacji treningu i przygotowywania motorycznego żołnierzy wojsk specjalnych.

1. Wprowadzenie teoretyczne

1.1. Chód w aspekcie biologicznym i funkcjonalnym

Chód jest podstawową i naturalną formą lokomocji człowieka, gwarantującą autonomię i łatwość przemieszczania się przez całe jego życie (Schuna Jr i Tudor-Locke 2012; Roberts i wsp. 2017). Determinuje także sprawność ogólną człowieka oraz zdrowie fizyczne. Dotychczasowe badania dowodzą, że niektóre parametry chodu ściśle korelują z liczbą urazów, a nawet śmiertelnością (Zhou i wsp. 2020). W konsekwencji sprawny chód odpowiada za wydajność, ergonomię oraz komfort we wszystkich płaszczyznach funkcjonowania człowieka (Nigg i wsp. 2006). Z perspektywy biomechaniki chód jest złożoną formą lokomocji, która polega na połączeniu informacji zmysłowo-ruchowych z działaniem całego układu ruchu (Abu-Faraj i wsp. 2015). Naukowcy od wielu lat badają mechanizmy przemieszczania się człowieka w przestrzeni (Baker 2007). Medycyna nieustannie dąży do dokładniejszego zdefiniowania ludzkiego chodu, dlatego liczba badań związana z jego biomechaniką wciąż rośnie (Wren, Tucker i wsp. 2020).

Chód jest wynikiem pracy układu mięśniowo-szkieletowego, który generuje energię potrzebną do wykonania skurczu mięśnia, a tym samym wykonania ruchu. (Sarkar i wsp. 2021). Jego specyfika polega na przemiennym używaniu kończyn w celu uzyskania napędu, którego zadaniem jest przemieścić ciało (Kharb i wsp. 2011). Wymaga to skoordynowanej pracy kończyn dolnych oraz przejścia ze stabilnej pozycji dwunożnej do dynamicznego ruchu (Stansfield i wsp. 2018). W trakcie marszerowania ciało człowieka zachowuje się jak dobrze wyważona maszyna, której cechą charakterystyczną jest brak stabilności statycznej, przy jednoczesnym zachowaniu stabilności dynamicznej (Mummolo i wsp. 2013). Zdolność utrzymania równowagi stanowi kluczowy element w trakcie chodu ze względu na odległość, która dzieli środek ciężkości masy ciała człowieka oraz punkt podparcia, jakim jest stopa (Mrozowski i wsp. 2007). W konsekwencji chód stanowi złożony proces, którego zadaniem jest: inicjacja i zakończenie ruchu lokomocyjnego, generowanie ruchu ciągłego, utrzymywanie równowagi oraz adaptacja do zmian w środowisku zewnętrznym (Mrozowski i wsp. 2007). Dynamika zmian w całym cyklu chodu świadczy o jego złożoności (Mohammed i wsp. 2016). Zależy ona jednak nie tylko od wydatku energetycznego związanego z lokomocją, ale przede wszystkim od wewnętrznych mechanizmów regulujących ruch (Jordan i wsp. 2007a; Hausdorff 2007).

System lokomotoryczny człowieka łączy skomplikowane informacje z kory mózgowej, mózdzku czy zwojów podstawy (Hausdorff 2007; Jordan i wsp. 2007a). Efektywny chód wymaga sprawnego działania wszystkich powyższych procesów psychicznych, które integrują funkcje wykonawcze, uwagę oraz pamięć operacyjną (Rajtar-

Zembaty i wsp. 2015). To właśnie mózg człowieka angażuje odpowiednie sieci neuronowe, których stopień aktywacji bezpośrednio determinuje jakość chodu (Beauchet i wsp. 2017). Dlatego też układ nerwowy, począwszy od mózgu przez rdzeń kręgowy po nerwy obwodowe, kreuje i koordynuje cały ruch. (Whittle 2014). Potrzebna jest jednak synchronizacja wszystkich elementów składowych odpowiedzialnych za generowanie ruchu oraz tworzenie interakcji pomiędzy poszczególnymi układami (Daly i wsp. 2009; Hausdorff 2007). Tylko skoordynowany proces umożliwi połączenie informacji z czujników wzrokowych oraz receptorów umieszczonych w aparacie ruchu, tworząc w ten sposób polecenia motoryczne dla układu mięśniowo-szkieletowego (Hausdorff 2007).

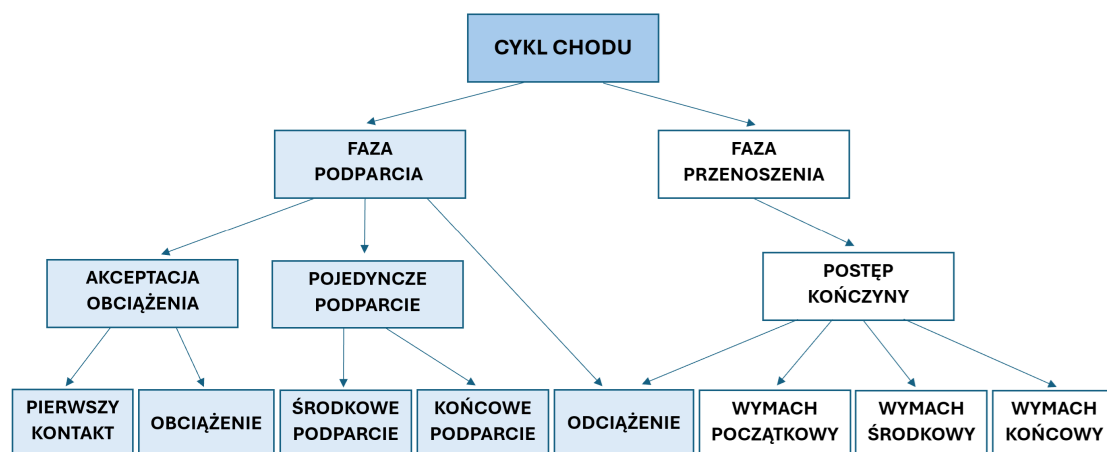
Dotychczasowe badania dowodzą, że plastyczność ośrodkowego układu nerwowego umożliwia skuteczne uczenie się nowych wzorców ruchowych (Daly i wsp. 2009). Wzorce ruchowe odgrywają z kolei kluczową rolę w inicjowaniu oraz regulowaniu ruchu człowieka, w tym także za zdolność równowagi, która pełni nadrzędną rolę w kontrolowaniu chodu. (Hausdorff i wsp. 1998). Umiejętności motoryczne nabywane są jednak powoli i wymagają treningu, który pozwala na utrwalenie efektów i zachowanie ich na długi okres (Luft i Buitrago 2005). Badania w XXI wieku dowodzą, że człowiek posiada bardzo duże zdolności adaptacyjne w zakresie przyswajania i nauki nowych wzorców ruchowych. Omawiane zmiany dotyczą również chodu, który może się zmieniać pod wpływem regularnego maszerowania (Jordan i wsp. 2007b).

1.2. Biomechanika chodu

Technika chodzenia jest kwestią indywidualną, jednak u każdego człowieka stanowi szereg powtarzających się ruchów (Di Gregorio i Vocenas 2021). Sekwencja ta tworzy cykl chodu, który budują dwie główne fazy: faza podparcia (60% czasu trwania całego cyklu) i faza wymachu (40% czasu trwania całego cyklu) (Scataglini i wsp. 2021; Lohman III i wsp. 2011). Poszczególne fazy ruchu kończyn można opisać w odniesieniu do ich układu względem podłoża oraz względem siebie. Wyodrębnienie faz w trakcie chodu jest kluczowe dla zrozumienia biomechaniki i koordynacji ruchowej (Trojaniello i wsp. 2014). W trakcie chodu jedna kończyna stanowi punkt podparcia, a druga przesuwa ciało do przodu (Kharb i wsp. 2011). Dwa kolejne kontakty tej samej stopy definiują jeden pełny cykl chodu (Di Gregorio i Vocenas 2021; Liu i wsp. 2014), który w przypadku osób zdrowych trwa zazwyczaj około jednej sekundy (Kharb i wsp. 2011).

Szczegółowa struktura chodu została przedstawiona na rycinie 1. Cykl chodu zbudowany jest z dwóch głównych faz: fazy podparcia oraz fazy wymachowej (przenoszenia) (Chwała i wsp. 2007). Faza podparcia inicjowana jest dotknięciem stopy podłoża, a kończy oderwaniem palców od ziemi w momencie uniesienia kończyny.

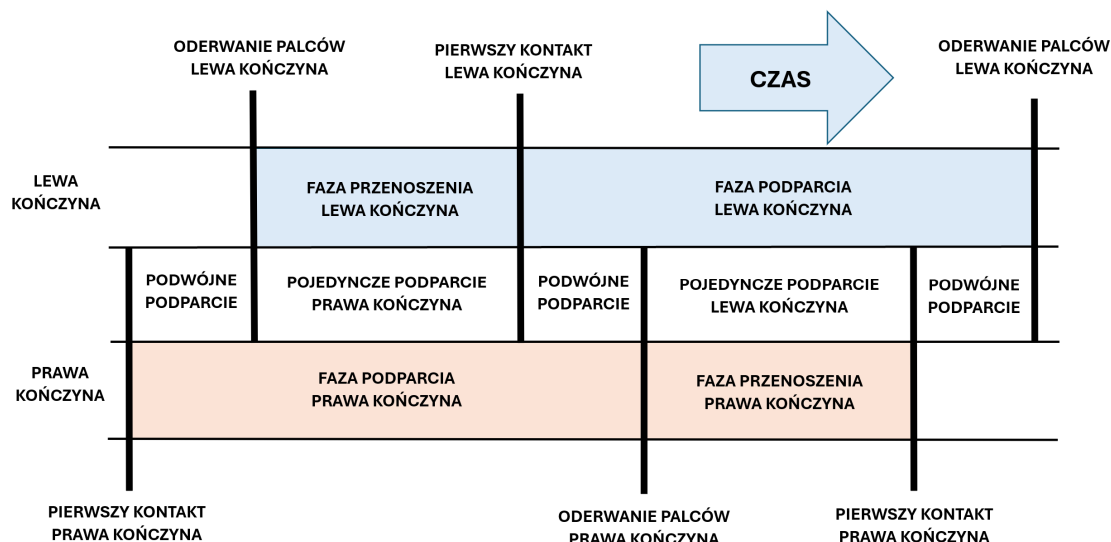
Faza wymachu rozpoczyna się w momencie oderwania kończyny od ziemi i kończy ponownym jej zetknięciem z podłożem (Scafetta i wsp. 2009). Powyższe dwie główne fazy dzielą się na podfazy. W fazie podparcia wyróżnić można: obciążenie kończyny, środkowe podparcie, końcowe podparcie, oraz odciążenie (Whittle 2014). Podfazami zamachu są początkowy zamach, środkowy zamach i końcowy zamach (Perry i Burnfield 2010; Liu i wsp. 2014; Chwała i wsp. 2007).



Rycina 1: Struktura cyklu chodu

Źródło: (Kharb i wsp. 2011)

Cykl chodu to periodyczna czynność ruchowa obejmująca dwa kroki – po jednym dla każdej kończyny (Sarkar i wsp. 2021). W analizie cyklu chodu istotę stanowi zrozumienie zależności pomiędzy jedną i drugą kończyną (rycina 2). Należy pamiętać, że krok dla jednej strony pokrywa się z końcem i początkiem następnego kroku dla drugiej kończyny (Huxham i wsp. 2006). W konsekwencji krok może być analizowany w sposób niezależny. Należy jednak pamiętać, że jest częścią mechanizmu całego aparatu ruchu, a działanie jednej kończyny wpływa bezpośrednio na pracę drugiej (Huxham i wsp. 2006).



Rycina 2: Zależność kończyn dolnych w cyklu chodu

Źródło: (Whittle 2014)

Analiza biomechaniczna chodu to kompleksowe badanie mające na celu ilościowe scharakteryzowanie mechaniki oraz aktywności poszczególnych komponentów aparatu ruchu człowieka (Andersen i wsp. 2016; Damit i wsp. 2017). Jednocześnie stanowi ona usystematyzowany proces poszukiwania zmian w strukturze ruchu, którego celem jest identyfikacja kluczowych czynników zaburzających sprawność lokomocję (Sethi i wsp. 2022). Analiza chodu ma przede wszystkim za zadanie pomóc pacjentom w przywracaniu prawidłowego wzorca ruchowego oraz lepszym zrozumieniu istoty poruszania się człowieka w przestrzeni (Abbass i Abdulrahman 2013). Zdefiniowanie kluczowych parametrów umożliwia identyfikację nieprawidłowego chodu, którego efektem są dysfunkcje w poszczególnych segmentach układu mięśniowo-szkieletowego (Damit i wsp. 2017; Attwells i wsp. 2006). Analiza chodu w związku ze swoją funkcjonalnością stanowi nieodłączny element pracy ortopedów, neurologów oraz fizjoterapeutów (Sethi i wsp. 2022). Od wielu lat analiza chodu związana jest przede wszystkim z rekonwalescencją, profilaktyką oraz poprawą jakości życia osób starszych (Kuys i wsp. 2014; Callisaya i wsp. 2010; Montero-Odasso i wsp. 2009; Cohen i wsp. 2016). Możliwość szczegółowej obserwacji oraz oceny kluczowych parametrów biomechanicznych stała się także główną przyczyną wykorzystania analizy chodu w procesie szkolenia sportowców (Tao i wsp. 2012). Metody analizy ruchu zyskały również znaczenie w obszarze badań obejmujących grupy zawodowe i społeczne, w których konieczność długotrwałego marszu w niebezpiecznych warunkach zewnętrznych stanowi zagrożenie dla zdrowia człowieka (Chiou i wsp. 2003; Mezghani i wsp. 2015; Donisi i wsp. 2020; Foti i wsp. 2000; Lindemann 2020; Kasović, L. Štefan i wsp. 2020). Ze względu na specyfikę badań oraz znaczenie marszu w działaniach o charakterze militarnym, analiza chodu stała się ważną częścią ewa-

luacji służby żołnierza w strukturach wojskowych na całym świecie (Walsh i Low 2021; Dar i wsp. 2023; Liew i wsp. 2016; Knapik i wsp. 2004).

Parametry czasowo-przestrzenne stanowią najczęściej spotykane zmienne w analizie biomechanicznej chodu (Gouelle i wsp. 2018; Roberts i wsp. 2017; Yang i wsp. 2013). Ich monitorowanie pełni istotną rolę w przywracaniu sprawności fizycznej (Trojaniello i wsp. 2014) oraz stanowi najczęściej spotykaną formę oceny jakości chodu (Yang i wsp. 2013). Zmiany kinematyczne chodu pozwalają dostrzec ewentualne nieprawidłowości, które mogą być związane z utratą zdrowia (König i wsp. 2014). Dotychczasowe badania dowodzą bowiem, że zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej są silnie związane z utratą siły mięśniowej, wiekiem, płcią, a także procesami starzenia się (Jabbar i wsp. 2021). Omawiane parametry można podzielić na te, które charakteryzują chód w kontekście czasu jak i te, które definiują chód w przestrzeni (Kharb i wsp. 2011; Scataglini i wsp. 2021; Lohman III i wsp. 2011).

Do parametrów czasowo-przestrzennych chodu należą:

- Faza podparcia – okres w którym stopa ma cały czas kontakt z podłożem podczas trwania całej fazy przenoszenia. Rozpoczyna się w momencie zetknięcia stopy z podłożem i trwa do chwili, gdy stopa traci kontakt z powierzchnią (Kharb i wsp. 2011).
- Obciążenie kończyny – stanowi pierwszy okres podwójnego podparcia, w tym czasie przeciwna kończyna znajduje się w fazie przed wymachem. Faza obciążenia kończyny trwa od pierwszego kontaktu stopy z podłożem do utraty kontaktu z podłożem przez przeciwną kończynę (Kharb i wsp. 2011).
- Pojedyncze podparcie – okres w którym tylko jedna stopa dotyka podłoża. Mierzy się go od chwili, gdy przeciwległa stopa odrywa się od ziemi, aż do jej ponownego zetknięcia z podłożem przy następnym kroku (Hollman i wsp. 2011).
- Odciążenie kończyny – końcowy etap fazy podparcia. Rozpoczyna się w momencie oderwania pięty od podłoża i kończy w momencie oderwania palców od podłoża tej samej kończyny. Jest drugim interwałem podwójnego podparcia w całym cyklu chodu. W jej trakcie następuje zwolnienie ciężaru ciała z tylnej kończyny oraz przeniesienie jego całości na kończynę będącą z przodu. Tym samym następuje płynne przejście omawianej kończyny do fazy wymachu i koniec fazy podparcia (Kharb i wsp. 2011; Whittle 2014).

- Faza przenoszenia – kluczowa faza dla cyklu chodu, która w szczególności warunkuje jego efektywność i płynność. Nazywana jest często fazą wymachu, w którym następuje pełne przeniesienie kończyny do przodu w kierunku progresji chodu w celu ponownego zetknięcia stopy z podłożem i wykonania kroku. Jest to czas jaki upływa od momentu oderwania palców od podłoża do ponownego kontaktu stopy z podłożem tej samej kończyny (Kharb i wsp. 2011).
- Podwójne podparcie – czas jaki upływa w momencie, kiedy dwie stopy stykają się z podłożem. W całym cyklu jest to suma dwóch okresów w jakich występuje podwójne podparcie (Kharb i wsp. 2011).
- Długość kroku – odległość pomiędzy pierwszym kontaktem pięty z podłożem, a ponownym zetknięciem pięty z podłożem kończyny przeciwnej (Kharb i wsp. 2011).
- Długość cyklu – odległość pomiędzy pierwszym kontaktem pięty z podłożem, a ponownym zetknięciem pięty z podłożem tej samej kończyny. Innymi słowy na cykl chodu składają się dwa kroki (Kharb i wsp. 2011).
- Szerokość kroku – odległość prostopadła do kierunku chodu, mierzona od początkowego kontaktu jednej stopy z podłożem, a kolejnym kontaktem stopy kończyny przeciwnej. Szerokość kroku zależna jest od wybranego punktu pomiarowego, zazwyczaj jest to środek pięty (Huxham i wsp. 2006).
- Czas kroku – czas jaki upłynął pomiędzy odległością między pierwszym kontaktem pięty z podłożem, a ponownym zetknięciem pięty z podłożem nogi przeciwnej (Kharb i wsp. 2011).
- Czas cyklu – czas jaki upłynął pomiędzy pierwszym kontaktem pięty z podłożem, a ponownym zetknięciem pięty z podłożem tej samej kończyny. Innymi słowy czas potrzebny na wykonanie całego cyklu - dwóch kroków (Hollman i wsp. 2011).
- Kadencja – jeden z najczęściej analizowanych parametrów biomechanicznych chodu, który scharakteryzować można jako liczbę kroków wykonanych w trakcie jednej minuty, zamiennie nazywana również częstotliwością kroku (Kharb i wsp. 2011).
- Prędkość chodu – przebyta odległość w danej jednostce czasu. W przypadku chodu wyliczyć ją można za pomocą kadencji oraz długości kroku lub kadencji i czasu cyklu (Kharb i wsp. 2011).

Badania związane z dynamiką zmian parametrów czasowo-przestrzennych koncentrują się na ocenie fluktuacji poszczególnych cykli chodu. Niezależnie od zastosowanej metody pomiarowej, najważniejsze jest zarejestrowanie odpowiedniej liczby kroków, która w wiarygodny sposób pozwoli ocenić dynamikę chodu. Parametry chodu mogą się zmieniać w czasie ze względu na czynniki zewnętrzne (Hausdorff 2007). Badania nad fluktuacją chodu dowodzą, że wzorce ruchowe mogą się różnić nawet w stałych warunkach, które w żaden sposób nie powinny zakłócać biomechaniki chodu (Hausdorff 2007).

Jedną z metod oceny jest obserwacja chodu, która pozwala na rozpoznanie ewentualnych nieprawidłowości oraz zaburzeń w trakcie przemieszczania się (Wren, Gorton III i wsp. 2011). Obecnie bardziej obiektywną ocenę chodu stanowią metody wykorzystujące najnowocześniejsze technologie, które ograniczają subiektywizm metod obserwacyjnych (Sethi i wsp. 2022). Do najczęściej stosowanych metod analizy chodu z użyciem specjalistycznych urządzeń badawczych należy ocena kinematyki oraz kinetyki chodu (Baker 2006). Istnieje wiele narzędzi wykorzystywanych w ocenie ilościowej chodu. Do najbardziej popularnych należą: platformy siłowe, analizy ruchu 3D, urządzenia optyczne, specjalistyczne maty ciśnieniowe, bieżnie czy akcelerometry (Hutabarat i wsp. 2021; Item-Glatthorn i Maffioletti 2014; Healy i wsp. 2019). Stosunkowo nowymi urządzeniami łączącymi niektóre z powyższych technologii są specjalistyczne bieżnie z przetwornikami ciśnienia w pasie transmisyjnym, które dostarczają szeroką gamę parametrów kinematycznych i kinetycznych chodu (Reed i wsp. 2013). W ostatnich latach równie często wykorzystywano inercyjne jednostki pomiarowe – Inertial Measurement Unit (IMU) (Zhou i wsp. 2020). Innymi narzędziami stosowanymi w analizie chodu jest elektromiografia, badania wydolnościowe oraz analiza rozkładu ciśnienia podszewowego stopy (Baker 2006).

Zastosowanie innowacyjnych metod monitorowania parametrów kinematycznych pozwala na scharakteryzowanie ludzkiego chodu w różnych warunkach środowiskowych (Seo i wsp. 2024; Cornish i wsp. 2024; Aqueveque i wsp. 2020; Nüesch i wsp. 2018). Jednym z takich czynników jest przemieszczanie się w terenie o zróżnicowanym nachyleniu podłoża (Strutzenberger, Leutgeb i wsp. 2022; Hinde i wsp. 2017). Pomimo tego, że wzorce ruchowe są przystosowane do chodu w różnych warunkach terenowych to jednak inklinacja podłoża stanowi dodatkowe wyzwanie dla układu nerwowo-mięśniowego (J. T. Han i wsp. 2009). Dotychczasowe badania wskazują, że siły kompresji w stawach mogą wzrastać przy różnym nachyleniu terenu i obciążać dodatkowo aparat ruchu (Alexander i Schwameder 2016a). W odpowiedzi na pochyłość podłoża aparat ruchu człowieka modyfikuje biomechanikę ludzkiego chodu. Zmienia się przede wszystkim kąt nachylenia tułowia względem pozostałych segmentów ciała (Vibhuti i wsp. 2023; McIntosh i wsp. 2006). W konsekwencji zmienia się również położenie środka ciężkości ciała (Dewolf i wsp. 2018). Tym samym

nachylenie wpływa na kinematykę stawu kolanowego (Dewig i wsp. 2021) oraz biomechanikę stopy, zwiększając zakres ruchu w płaszczyźnie strzałkowej (Tulchin i wsp. 2010). W konsekwencji nachylenie podłoża zmienia strukturę czasowo-przestrzenną chodu (G. Y. Park i wsp. 2020; Kimel-Naor i wsp. 2017). Zmiany te będą się różnić w zależności od stopnia nachylenia oraz od tego czy będzie ono ujemne czy dodatnie. Przemieszczanie się w dół wymaga obniżenia środka ciężkości w celu utrzymania stabilności dynamicznej, co powoduje skrócenie kroku oraz zwiększenie kadencji w celu utrzymania stałej prędkości chodu (Strutzenberger, Claußen i wsp. 2021; Kawamura i wsp. 1991). Z kolei w przypadku marszu pod górę, dotychczasowe badania wskazują na zwiększenie długości kroku, wraz ze wzrostem nachylenia podłoża, co może być spowodowane koniecznością wysokiego unoszenia kolana (Strutzenberger, Claußen i wsp. 2021).

1.3. Rola chodu w działaniach operacyjnych żołnierzy

Na efektywność żołnierza wpływa wiele czynników, które mogą skutecznie ograniczać zdolność bojową. Należą do nich między innymi nadmierny stres, brak snu, długotrwała aktywność fizyczna, brak zbilansowanej diety oraz brak możliwości odpoczynku do momentu ukończenia misji (Ojanen i wsp. 2020). Dlatego też żołnierze powinni cechować się wysoką sprawnością fizyczną oraz odpowiednimi predyspozycjami psychofizycznymi (Lisowski i Mihuta 2013; Martins i Lopes 2013). Sprawność fizyczna jest nieodłącznym elementem służby żołnierza oraz stanowi podstawę jego gotowości bojowej oraz zdolności do wykonywania zadań (Plavina 2008). Pomimo rozwoju przemysłu zbrojeniowego oraz zwiększenia roli uzbrojenia w działaniach militarnych, wymagania dotyczące sprawności fizycznej stawiane kandydatom wciąż rosną (Carlson i Jaenen 2012; Oderov i wsp. 2017). W celu weryfikacji zdolności bojowej żołnierze na każdym stanowisku i we wszystkich korpusach zobligowani są do zaliczenia corocznych testów sprawności fizycznej. Testy te oceniają gotowość fizyczną do podejmowania działań, a w sposób pośredni efektywność żołnierza w skrajnie trudnych warunkach bojowych (Kurowski 2018).

Chód żołnierzy jest jednym z podstawowych czynników, które determinują skuteczność działań bojowych (Damit i wsp. 2017). Służba wojskowa wiąże się z transportowaniem dużych obciążeń, sięgających nawet 60% masy ciała żołnierzy (Birrell, Hooper i wsp. 2007). Na efektywność chodu może wpływać wiele czynników zewnętrznych, takich jak buty, odzież, dodatkowe obciążenie zewnętrzne oraz inne przedmioty zakłócające biomechanikę ruchu (Sarkar i wsp. 2021). Jednym z głównych czynników, który zmienia kinematykę ruchu żołnierzy jest obciążenie zewnętrzne (Fox i wsp. 2020). Umiejętność przenoszenia ciężkich ładunków decyduje o skuteczności żołnierza podczas realizacji zadań taktycznych (Attwells i wsp. 2006).

W przypadku działań szturmowych, obciążenie żołnierza może sięgać do 15-18 kg, co wymaga odpowiedniego przygotowania kondycyjnego (Sell, Chu i wsp. 2010). Obserwacja działań wojskowych pokazuje, że ciężar ekwipunku wojskowego może być jeszcze większy. Żołnierze niemieckich sił powietrznych przenoszą ładunek o średniej masie 21,1 kg (Lindner i wsp. 2012). Z kolei amerykańscy żołnierze w trakcie misji w Afganistanie musieli poruszać się z obciążeniem 32 kg (Anderson i wsp. 2002). Tak duże obciążenie zewnętrzne jest wynikiem masy wyposażenia żołnierskiego, na które składa się hełm, kamizelka taktyczna, broń, amunicja, plecak oraz podstawowe narzędzia niezbędne do przetrwania w trakcie długich działań bojowych (Orr i wsp. 2015). Obciążenie zewnętrzne oraz jego ciężar determinuje i zmienia strukturę czasowo-przestrzenną chodu personelu wojskowego (Fellin i wsp. 2016; Bode i wsp. 2021; Krupenevich i wsp. 2015; Attwells i wsp. 2006). Dotychczasowe badania dowodzą, że zmiany w obrębie biomechaniki ruchu, wywołane przenoszeniem ładunku zewnętrznego, wiążą się ze zwiększonym ryzykiem wystąpienia urazu (Walsh i Low 2021).

Drugim istotnym determinantem efektywności chodu w warunkach bojowych jest nachylenie terenu, które może zmieniać parametry czasowo -przestrzenne, zwłaszcza w połączeniu z ciężkim ekwipunkiem żołnierskim (Paul i wsp. 2016). Niewiele badań przeprowadzono jednak z wykorzystaniem różnych inklinacji terenu. W przeglądzie systematycznym dokonanym przez Walsh i Low (2021), tylko w dwóch badaniach wykorzystano zróżnicowane nachylenia terenu (Fellin i wsp. 2016; Paul i wsp. 2016). Poprzednie badania wskazują dodatkowo na brak jednorodnych założeń metodologicznych, przez co wpływ inklinacji na parametry czasowo-przestrzenne wśród żołnierzy nie został jednoznacznie określony (Fellin i wsp. 2016). Paul i wsp. (2016) wykorzystał w badaniu pięć różnych inklinacji: 0%, 5%, 10%, 15%, 20%, natomiast Fellin i wsp. (2016) zastosowali jedynie trzy różne inklinacje: -6%, 0% oraz 6%.

Inklinacja oraz obciążenie zewnętrzne to główne czynniki, które zwiększają ryzyko urazów przeciążeniowych wśród żołnierzy (Santos Bunn i wsp. 2021). W armii Stanów Zjednoczonych prawie 800 tys. żołnierzy rocznie doznaje kontuzji układu mięśniowo - szkieletowego (Hauschild i wsp. 2019; Jones, Canham-Chervak i wsp. 2010). Badania Santos Bunn i wsp. (2021) sugerują, że przyczyną powyższych urazów jest niedostateczne przygotowanie fizyczne oraz nadwaga. Najbardziej podatne na kontuzje są kończyny dolne oraz odcinek lędźwiowy kręgosłupa (Molloy i wsp. 2020; Attwells i wsp. 2006). Do najczęściej występujących urazów wśród żołnierzy należą: tendinopatie, skręcenia, zespół napięcia przyśrodkowego piszczeli, zespół bólu rzepkowo-udowego, złamania zmęczeniowe oraz zespół pasma biodrowo-piszczelowego (Andersen i wsp. 2016). Według badań Molloy i wsp. (2020), 27% urazów przeciążeniowych wynikało z długotrwałych i wyczerpujących marszów. Z kolei Jennings i wsp. (2008) podkreślają, że marsze z dodatkowym obciążeniem należą

do najbardziej wymagających ćwiczeń w trakcie szkolenia wojskowego. Co istotniejsze, wspomniane wyżej urazy mogą być przyczyną przewlekłych dolegliwości bólowych, które uniemożliwiają żołnierzowi powrót do pełnej sprawności fizycznej (Williams i wsp. 2018). Należy także podkreślić, że przebyte kontuzje, zwiększają ryzyko ponownego urazu w obrębie tej samej kończyny (Jones, Cowan i wsp. 1993). Utrzymywanie się długotrwałych i nawracających dolegliwości bólowych jest jedną z głównych przyczyn długoterminowych zwolnień lekarskich wśród żołnierzy (Aranda MC i wsp. 2021; Jennings i wsp. 2008; Molloy i wsp. 2020; Abt i wsp. 2014).

Kluczową rolę w zapobieganiu nawrotu urazów wśród żołnierzy stanowi minimalizowanie asymetrii chodu kończyn dolnych, która jest główną przyczyną kompensacji kinetycznych oraz kinematycznych aparatu ruchu (Yavnai i wsp. 2021). W efekcie dochodzi do nierównomiernej pracy układu mięśniowo-szkieletowego, co zwiększa ryzyko przeciążeń w obrębie kończyn dolnych oraz dolnego odcinka kręgosłupa (Eagle, Keenan i wsp. 2019). Badania Eagle, Keenan i wsp. (2019) dowodzą, że asymetria sił izokinetycznych dla mięśni czworogłowych uda, przekraczająca 20%, jest głównym czynnikiem zwiększającym ryzyko urazów wśród żołnierzy sił specjalnych. Wczesne zidentyfikowanie asymetrii pełni decydującą rolę w zapobieganiu przeciążeniom aparatu ruchu (Williamson i wsp. 2015). Należy jednak podkreślić, że niewielkie różnice są zazwyczaj nieszkodliwe i mogą być efektem lateralizacji. Dotychczasowe badania dowodzą, że dominacja jednej kończyny pełni funkcje koordynacyjną i w większym stopniu odpowiada za kontrolę nerwowo-mięśniową ruchu (Vasileiou i Paraskevopoulos 2017). Inną przyczyną niewielkiej asymetrii mogą być nieznaczne różnice w długości kończyn (Perttunen i wsp. 2004). Niemniej jednak, niski poziom asymetrii chodu jest kluczowym aspektem w kontekście prewencji urazów wśród personelu wojskowego, co potwierdzają wyniki Eagle, Kessels i wsp. (2019).

1.4. Charakterystyka Wojsk Specjalnych

W dzisiejszych czasach bezpieczeństwo narodowe zależy nie tylko od zdolności obronnych kraju, ale także od działań militarnych o charakterze międzynarodowym. Globalizacja oraz tempo rozwoju gospodarczego sprawiają, że liczba zagrożeń o charakterze terrorystycznym ciągle się zwiększa (Jagodziński 2019). Codziennie na świecie dochodzi do kilkunastu zamachów terrorystycznych. W 2015 roku 55% z wszystkich zamachów wymierzonych była w ludność cywilną, mienie oraz struktury policyjne (Bielecka i Nowacki 2017). Wojska specjalne (WS) stanowią elitarną grupę żołnierzy z pośród wszystkich jednostek wojskowych (JW). Realizują one zadania specjalne, wymagające wysokich umiejętności fizycznych i psychicznych (Carlson i Jaenen 2012; Spulak 2007; Treaty 2012). Odgrywają kluczową rolę w zwalczaniu terroryzmu oraz zapewnieniu bezpieczeństwa międzynarodowego.

Są zdolne do infiltracji wrogich terenów drogą lądową, powietrzną czy też morską (Hardy 2023; Aina 2023). Jednostki wojsk specjalnych realizują działania wojskowe o charakterze pośrednim oraz bezpośrednim. W celu destabilizacji wrogich jednostek, potrafią nawiązywać kontakt z lokalną ludnością oraz prowadzić akcje szpiegowskie, sabotażowe oraz dywersyjne (Goldenberg i Saindon 2017; Cleveland i wsp. 2016; Tyler i Dolasky 2013; S. Morrison 2014). Ponadto realizują akcje bezpośrednie, do których należą zorganizowane naloty oraz ataki na siły i infrastrukturę wrogich oddziałów (S. Morrison 2014).

Siły specjalne w porównaniu z konwencjonalnymi jednostkami wojskowymi spędzają znacznie więcej czasu w rozmieszczeniu. Z tego względu stanowią mniejsze ugrupowania bojowe, które cechują się większą spójnością oraz mobilnością (Goldenberg i Saindon 2017; Tyler i Dolasky 2013). Wszechstronność oraz specyfika realizowanych działań wymaga od żołnierzy elitarnego wykształcenia w każdym jego aspekcie (John i Smallman 2017). W konsekwencji, poziom przygotowania psychofizycznego operatorów sił specjalnych jest znacznie wyższy od poziomu żołnierzy standardowych jednostek wojskowych (Goldenberg i Saindon 2017). Kandydaci aplikujący do JWS zobowiązani są do spełnienia rygorystycznych kryteriów oraz zaliczenia wymagających testów sprawności fizycznej (Gayton i Kehoe 2015). Pierwszym etapem rekrutacji do jednostek specjalnych jest rygorystyczny proces selekcji. Następnie żołnierze przechodzą długotrwałe szkolenie specjalistyczne. Ze względu na specyfikę wykonywanych zadań, żołnierze wojsk specjalnych cechują się wysokim poziomem sprawności psychofizycznej, który jest niezbędny do skutecznego wykonywania złożonych i wymagających misji (Cooper i wsp. 2020; Maupin i wsp. 2018).

Operacje specjalne charakteryzują się długotrwałym i wyczerpującym wysiłkiem fizycznym, któremu bardzo często towarzyszy marsz w ciężkich warunkach terenowych i atmosferycznych, wspinaczka, a przede wszystkim duże obciążenie zewnętrzne (Carlson i Jaenen 2012). Poruszanie się żołnierzy wojsk specjalnych z dodatkowym obciążeniem podobnie jak w przypadku regularnych sił zbrojnych może być przyczyną urazów układu mięśniowo-szkieletowego oraz zwiększać ryzyko kontuzji (Sell, Clark i wsp. 2014). Stabilny chód w siłach specjalnych pełni równie istotną rolę jak w przypadku konwencjonalnych sił zbrojnych. Badania przeprowadzone wśród amerykańskich rekrutów jednostek specjalnych podkreślają znaczenie stabilnego chodu w procesie szkolenia operatorów (Knapik i wsp. 2004). Dotychczasowe badania dotyczące biomechaniki chodu wśród operatorów wojsk specjalnych, dowodzą, że długotrwały marsz zmienia przemieszczenia środka nacisku (CoP) oraz siły reakcji podłoża. Co więcej, po przejściu 43 km, odłożeniu ciężkiego sprzętu i ponownemu wykonaniu próby, zaburzenia biomechaniczne chodu wśród operatorów były nadal widoczne (Scales i wsp. 2020).

Jednostki wojsk specjalnych w strukturze Wojska Polskiego tworzą integralną część wszystkich formacji sił zbrojnych. Należą do nich: JW GROM (Warszawa), JW FORMOZA (Gdynia), JW Komandosów (Lubliniec), JW AGAT (Gliwice) oraz JW NIL (Kraków) (Pasek 2016). Polskie oddziały WS wykonują odrębne zadania w stosunku do tradycyjnych formacji wojskowych. Głównym celem działań oddziałów WS jest skuteczne zwalczanie terroryzmu oraz stabilizacja sytuacji międzynarodowej. W ramach działania Sojuszu Północnoatlantyckiego, polskie jednostki WS biorą czynny udział w misjach na całym świecie (Pasek 2016).

Jednostka wojskowa GROM ("Grupa Reagowania Operacyjno-Manewrowego") została założona w 1990 roku i stanowi najbardziej wszechstronną formację wojskową w strukturach wszystkich sił specjalnych RP (Królikowski 2020). Założycielem oraz pierwszym dowódcą JWS GROM był Podpułkownik Sławomir Petelicki (Lasoń i Wydrowski 2020). Powstanie jednostki było odpowiedzią na transformację ustrojową oraz na rosnącą potrzebę utworzenia jednostek odpowiedzialnych za bezpieczeństwo kraju (Mikłusiak i wsp. 2020; Brochwicz 2020). Z tego też względu JWS GROM od samego początku swojego istnienia podlegała Ministerstwu Spraw Wewnętrznych. Dopiero w 1999 roku stała się częścią Ministerstwa Obrony Narodowej (MON) (Wiśniewski 2014; Mikłusiak i wsp. 2020). Głównym celem GROM-u są operacje kontrterrorystyczne, jednakże jednostka ta jest zdolna do podejmowania różnorodnych zadań specjalnych (Frejlich 2023). Ideą jednostki jest zdolność do prowadzenia działań wymagających maksymalnego ryzyka w każdych warunkach (Bielecka i Nowacki 2017). To właśnie spektrum wykonywanych operacji, czyni GROM unikatową jednostką, pełniącą niezwykle ważne ogniwo w systemie bezpieczeństwa narodowego RP (Orłowski 2020). Tworzenie JWS GROM od samego początku wzorowane było na doświadczeniu i strukturach takich jednostek jak amerykańskie Delta Force i Navy SEALs, oraz brytyjskie SAS (Special Air Service) (Mikłusiak i wsp. 2020; Lasoń i Wydrowski 2020). Podobnie wygląda szkolenie, które od samego początku istnienia jednostki na pierwszym miejscu stawiało wysoki poziom sprawności psychofizycznej oraz umiejętności militarne, negując tym samym znaczenie stopnia wojskowego w kontekście działania sekcji czy grupy bojowej (Jadach 2020). System szkolenia, współpraca oraz wykonywanie najtrudniejszych operacji, uczyniły jednostkę GROM jedną z najlepszych na całym świecie (Orłowski 2020; Jadach 2020). Operatorzy GROM-u wielokrotnie uczestniczyli w operacjach zagranicznych o charakterze: antyterrorystycznym, kontrterrorystycznym, stabilizacyjnym, ewakuacyjnym, czy też szkoleniowym (Sapierzyński 2020). Zadania realizowane przez jednostkę wojskową GROM odbywają się zarówno na lądzie jak i na morzu, w tym operacje desantowe i abordażowe (Bal 2020).

Służba w strukturach JW GROM jest dobrowolna. Od samego początku istnienia GROM-u w jej szeregach służą tylko ochotnicy, którzy sprostają wszystkim wyma-

ganiom (Gut i Kręcikij 2020). Przepustką do służby w strukturach JW GROM jest pozytywne ukończenie długiego i wymagającego szkolenia, które weryfikuje umiejętności psychofizyczne kandydatów. Co więcej Paśko i wsp. (2022) podkreślają, że odpowiednie przygotowanie jest niezbędne w ukończeniu selekcji, która obejmuje długotrwałe marsze z dodatkowym obciążeniem sięgającym 40% masy ciała. W odpowiedzi na wymagania, które stawia przed żołnierzami służba w strukturach JW GROM, operatorzy muszą charakteryzować się odpowiednim zestawem cech psychofizycznych (Romański 2020). Samo przygotowanie fizyczne może okazać się niewystarczające aby ukończyć trudne i wyczerpujące szkolenie. Oprócz wszechstronnego przygotowania fizycznego, operatorzy cechują się wysokim poziomem predyspozycji wolicjonalnych. Odporność na stres, umiejętność koncentracji w sytuacjach kryzysowych, wola walki oraz wytrwałość to podstawowe cechy osobowości, które powinien posiadać każdy operator JW GROM (Jadach 2020).

Niewiele badań związanych jest z problematyką biomechaniki chodu personelu wojskowego z dodatkowym obciążeniem (Walsh i Low 2021). Autorzy potwierdzili to w swoim przeglądzie systematycznym, w którym z 20 włączonych publikacji tylko dwie analizowało marsz żołnierzy na różnych nachyleniach podłoża. Co ważniejsze, żadne z włączonych badań nie uwzględniały elitarniej grupy żołnierzy, jaką stanowią operatorzy JWS. Zrozumienie w jaki sposób inklinacja oraz obciążenie zewnętrzne oddziałują na biomechanikę chodu stanowi kluczowy aspekt w zapobieganiu kontuzjom oraz zwiększeniu efektywności marszu żołnierzy (Walsh i Low 2021).

2. Cel pracy i pytania badawcze

2.1. Cel pracy

Głównym celem badania jest określenie wpływu obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji na parametry czasowo-przestrzenne chodu na przykładzie operatorów wojsk specjalnych. Analizie poddane zostaną zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej, wynikające z zastosowania różnego nachylenia bieżni oraz obciążenia zewnętrznego. Identyfikacja kluczowych czynników wpływających na wyżej wymienione zmiany wspomogą proces szkoleniowy operatorów wojsk specjalnych oraz zwiększy ich wydajność w trakcie długotrwałych misji, które wymagają poruszania się bez pojazdów zmechanizowanych. Cele szczegółowe uwzględniają:

- Identyfikację wielkości zmian w strukturze czasowo-przestrzennej chodu wynikających z obciążenia zewnętrznego o łącznej masie 7 kg oraz 27 kg.
- Określenie kierunku oraz wielkości zmian, podczas marszu w następujących warunkach inklinacji: 0%, 5%, 10%, 15%.
- Porównanie wielkości zmian dla dwóch różnych czynników zewnętrznych: inklinacji oraz obciążenia zewnętrznego.
- Ocenę symetrii chodu w różnych warunkach inklinacji i obciążenia zewnętrznego.

2.2. Pytania badawcze

1. W jakim stopniu obciążenie zewnętrzne wpływa na parametry czasowo-przestrzenne operatorów jednostek wojsk specjalnych?
2. W jaki sposób zwiększenie nachylenia podłoża zmienia parametry czasowo-przestrzenne w badanej grupie?
3. Który z czynników, obciążenie zewnętrzne czy inklinacja wywołuje większe zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej chodu?
4. Które z badanych parametrów są zależne od inklinacji i obciążenia zewnętrznego?
5. W jakim stopniu inklinacja oraz obciążenie zewnętrzne oddziałują na asymetrię chodu?
6. Czy istnieją wartości progowe obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji, przy których następuje gwałtowny wzrost asymetrii?

2.3. Hipoteza badawcza

W oparciu o cel pracy i postawione pytania badawcze sformułowano następującą hipotezę badawczą: Obciążenie zewnętrzne nie zmienia parametrów czasowo-przestrzennych chodu operatorów wojsk specjalnych, natomiast wzrost inklinacji powoduje zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej chodu dla wyżej wymienionej grupy.

3. Materiał i metody badań

3.1. Charakterystyka badanej grupy

Badania przeprowadzono na grupie 50 operatorów jednostek wojsk specjalnych, którzy ukończyli długotrwały proces szkolenia. Jego czas trwania wynosił około 12 miesięcy i obejmował selekcję oraz przygotowanie bazowe (Frejlich 2023). Żołnierze sił specjalnych zostali wybrani jako elitarna grupa, dla której marsz z obciążeniem zewnętrznym w trudnych warunkach terenowych jest nieodłącznym elementem służby wojskowej. Grupa została starannie dobrana pod kątem wysokości i masy ciała, aby zminimalizować zmienne zakłócające i zapewnić rzetelność uzyskanych wyników. Wszystkie badane osoby wyraziły zgodę na udział w testach oraz zostały wcześniej poddane ocenie zdrowotnej. Ocena została przeprowadzona przez lekarza wojskowego, który stwierdził brak przeciwwskazań do udziału w eksperymencie. Osoby z urazami oraz dysfunkcjami, które mogłyby w znaczący sposób wpłynąć na wyniki badań, zostały wyłączone z procedury badawczej.

Tabela 1 przedstawia charakterystykę liczbową badanej grupy. Średni wiek operatorów wynosił 34,94 lata, przy czym najmłodszy uczestnik badań miał 26 lat, a najstarszy 46 lat. Wysokość ciała wynosiła średnio 180,34 cm, przy czym wartości skrajne wahały się od 169 cm do 194,70 cm. Mediana dla wysokości ciała była zbliżona do wartości średniej, a współczynnik zmienności wynosił 3,45%. Średnia masa ciała osiągnęła wartość 85,89 kg i mieściła się w przedziale od 68,50 kg do 104,70 kg. Średnia wartość wskaźnika BMI była na poziomie $26,39 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$, przy czym najwyższa zaobserwowana wartość wynosiła $30,60 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$, a najniższa $22,60 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$.

Tabela 1: Charakterystyka badanej grupy

	$\bar{x}$	Me	min	max	sd	V
wiek (lata)	34,94	34,00	26,00	46,00	5,01	14,35
wysokość ciała (cm)	180,34	179,90	169,00	194,70	6,22	3,45
masa ciała (kg)	85,89	85,20	68,50	104,70	8,17	9,51
BMI ($\frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$)	26,39	26,10	22,60	30,60	1,87	7,09

BMI – wskaźnik masy ciała, $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna, Me – mediana, min – wartość minimalna, max – wartość maksymalna, sd – odchylenie standardowe, V – współczynnik zmienności [%]

Przeprowadzone badania były częścią projektu realizowanego przez Uniwersytet Rzeszowski pod tytułem „Identyfikacja i monitoring parametrów zdrowotnych u żołnierzy i funkcjonariuszy służb mundurowych”, który został pozytywnie zaopiniowany przez Komisję Bioetyczną Uniwersytetu Rzeszowskiego (2023/12/0065).

3.2. Narzędzia badawcze

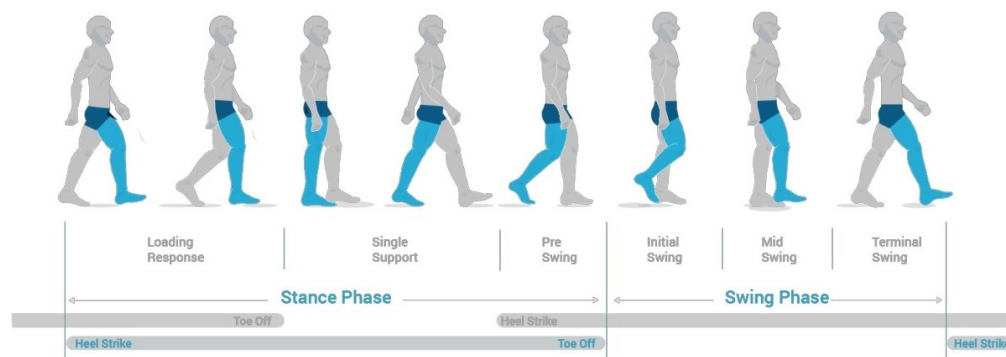
Badanie zostało przeprowadzone w Laboratorium Analizy Ruchu w Uniwersyteckim Centrum Lekkoatletycznym Ośrodku Badań Innowacyjnych w Sporcie na Uniwersytecie Rzeszowskim. W badaniu wykorzystano zaawansowaną bieżnię Gaitway 3D and 1D Pressure/Force Treadmill firmy h/p/Cosmos o wymiarach pasa 190x65 cm, pracującej w zakresie prędkości od 0 do 40 km/h i nachyleniu od -20 do 20%. Bieżnia umożliwia pomiar poszczególnych faz oraz parametrów czasowo-przestrzennych chodu przy różnej prędkości oraz inklinacji. W analizie danych wykorzystane zostało oprogramowanie Noraxon MR3 (wersja 3.18.10, Noraxon, USA, Inc.) oraz Gaitway 3D (wersja 1.7.7, RTE 14.0 - H/P/Cosmos Sports & Medical GmbH i Arsalis SRL, Glabais, Belgium). Zintegrowana technologicznie bieżnia pozwoliła na uzyskanie dokładnych wartości parametrów biomechanicznych dla obu kończyn. Współdziałanie systemu Noraxon oraz Gaitway umożliwiło rejestrowanie wszystkich parametrów w czasie rzeczywistym, umożliwiając tym samym wygenerowanie raportu biomechanicznej analizy chodu, który przedstawiono na rycinie 3. Raport uwzględniał trzy grupy parametrów: procentowy udział poszczególnych faz w całym cyklu chodu, parametry przestrzenne oraz parametry czasowe. Dodatkowo w badaniu, do pomiaru masy oraz wysokości ciała, wykorzystano analizator składu ciała InBody 770 oraz stadiometr Seca 213.

Gaitway 3D Gait Analysis Report

NORAXON™
MOVEMENT • DATA • PEOPLE

Patient
Project
First Name
Last Name
Sex

h/p/cosmos®



Gait Phase Parameters

Stance Phase, %	Left	63.8±1.1	
	Right	63.2±1.3	
	Diff, %	-0.9	
Load Response, %	Left	14.0±0.8	
	Right	13.0±1.0	
	Diff, %	-7.5	
Single Support, %	Left	36.8±1.6	
	Right	36.3±1.2	
	Diff, %	-1.3	
Pre-swing, %	Left	13.0±1.2	
	Right	14.0±0.9	
	Diff, %	8.2	
Swing Phase, %	Left	36.2±1.1	
	Right	36.8±1.3	
	Diff, %	1.6	
Double Stance, %		27.1±1.4	

Gait Spatial Parameters

Foot Rotation, deg	Left	-0.4±1.8	
	Right	1.7±1.4	
Step Length, cm	Left	78±2	
	Right	73±3	
	Diff, %	-5.7	
Stride Length, cm		151±3	
Step Width, cm		14±2	
Velocity, km/h		5.5±0.1	

Gait Time Parameters

Step Time, ms	Left	489±15	
	Right	505±19	
	Diff, %	3.4	
Stride Time, ms		994±20	
Cadence, step/min		121±2	

Rycina 3: Raport analizy chodu dla parametrów czasowo-przestrzennych

Źródło: <https://www.noraxon.com/gait-analysis-running-analysis/>

3.3. Procedura badawcza

Pierwszym etapem badań był pomiar wysokości ciała przy użyciu stadiometru Seca 2013 oraz pomiar masy ciała za pomocą analizatora InBody 770, wykorzystującego metodę bioimpedancji elektrycznej.

Drugim etapem była analiza chodu z wykorzystaniem bieżni h/p/Cosmos Gaitway 3D + 1D, przy stałej prędkości 5,5 km/h. Prędkość 5,5 km/h została wybrana, ponieważ znajduje się pomiędzy przeciętną prędkością chodu osób dorosłych, wynoszącą 5 km/h (Mian i wsp. 2006), a standardową prędkością marszu wojskowego, która wynosi 6 km/h (Springer i wsp. 2016). Ponadto w trakcie selekcji kandydaci na operatorów muszą pokonać specjalny maraton z dodatkowym obciążeniem wojskowym, który wymaga przemieszczania się ze średnią prędkością 5,5 km/h. Procedura badawcza obejmowała po trzy próby dla każdej z czterech inklinacji: 0%, 5%, 10% oraz 15%. Pomiar chodu przeprowadzony był w stroju sportowym oraz w warunkach obciążenia zewnętrznego, które wynosiło odpowiednio 7 kg i 27 kg. W jego skład wchodziła kamizelka bojowa (6 kg), hełm (1 kg) oraz plecak (20 kg). Próbę marszu z różnym zestawieniem obciążenia zewnętrznego przedstawiano na rycinie 4. Rejestrowanie danych trwało 20 s i następowało po rozpędzeniu bieżni oraz wstępnej adaptacji badanych osób do prędkości 5,5 km/h. W przypadku wystąpienia potknięcia oraz problemów z adaptacją wstępną, próba była powtarzana.



Rycina 4: Próba chodu w różnych warunkach obciążenia

Źródło: opracowanie własne

3.4. Metody statystyczne

Do analizy statystycznej badania wykorzystano program Statistica 13.1 oraz program R 4.3.3. Charakterystyka opisowa (liczebność, średnia arytmetyczna, mediana, wartość minimalna, wartość maksymalna, odchylenie standardowe oraz współczynnik zmienności) została zastosowana w celu scharakteryzowania grupy badanej oraz wybranych parametrów czasowo-przestrzennych. Normalność rozkładu danych została oceniona za pomocą testu Shapiro-Wilka. W konsekwencji przeprowadzono test Friedmana jako nieparametryczny odpowiednik analizy wariancji (ANOVA) oraz test post-hoc Durbina-Conovera. Test Friedmana zastosowano w celu identyfikacji istotnych różnic statystycznych pomiędzy różnymi warunkami nachylenia i obciążenia zewnętrznego. Następnie test post-hoc Durbina-Conovera umożliwił określenie konkretnych wartości inklinacji oraz obciążenia zewnętrznego, które wykazywały zmiany istotne statystycznie.

Wyniki parametrów czasowo-przestrzennych zostały podzielone na parametry bilateralne oraz unilateralne. W celu identyfikacji asymetrii kończyn dolnych dla parametrów bilateralnych obliczono indeks symetrii Robinsona (SI), który stanowi najczęściej stosowany wskaźnik w ocenie asymetrii parametrów kinematycznych chodu (Viteckova i wsp. 2018). Kończyny dolne podzielono na dominującą oraz ustępującą na podstawie lateralizacji badanej grupy. Wartości indeksu obliczono za pomocą przedstawionego poniżej wzoru:

$$SI = \frac{2 \cdot (X_{\text{kończyna dominująca}} - X_{\text{kończyna ustępująca}})}{X_{\text{kończyna dominująca}} + X_{\text{kończyna ustępująca}}} \cdot 100$$

Wielkość SI pozwoliła zidentyfikować kinematyczne różnice w pracy kończyn dolnych dla poszczególnych parametrów. Dodatnie lub ujemne wartości SI wskazywały kierunek asymetrii.

4. Wyniki badań

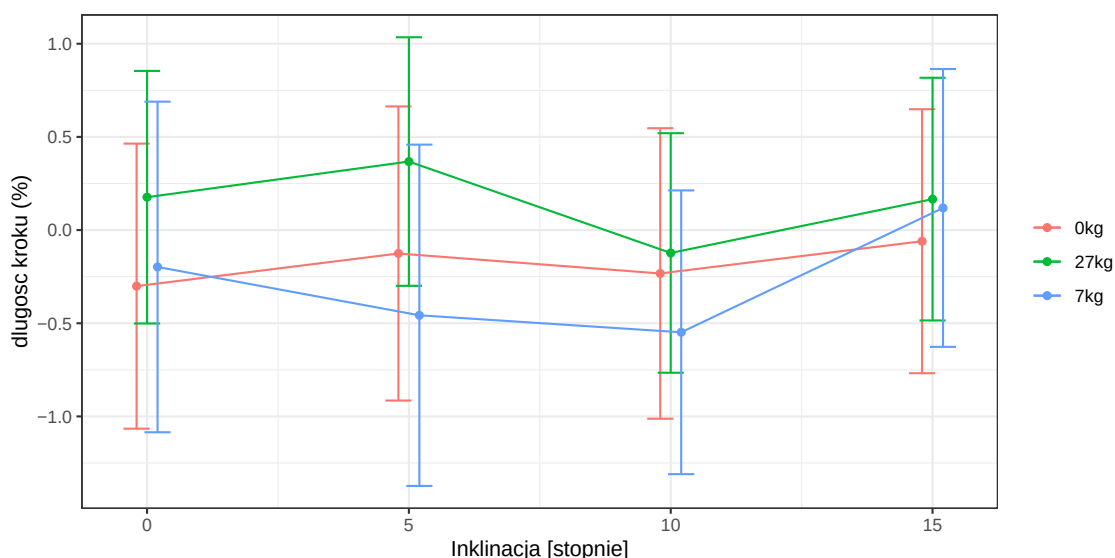
4.1. Wyniki parametrów bilateralnych

Charakterystykę liczbową dla długości kroku przedstawiono w tabeli 2. Najdłuższą długość kroku zaobserwowano w próbach bez dodatkowego obciążenia zewnętrznego ($\bar{x} = 79,73$ cm – kończyna dominująca oraz $\bar{x} = 79,90$ cm – kończyna ustępująca). Dla obciążenia zewnętrznego 7 kg wartości uzyskanych średnich były nieco niższe i mieściły się w przedziale 77,81-78,87 cm dla obu kończyn. Przy wzroście obciążenia o kolejne 20 kg (maksymalne obciążenie zewnętrzne) średnia długość kroku zmalała, przyjmując wartości poniżej 78 cm. Wyraźne skrócenie kroku w stosunku do pozostałych inklinacji zaobserwowano dla nachylenia bieżni 15%, gdzie długość kroku wynosiła 75,76 cm dla kończyny dominującej oraz 75,64 cm dla kończyny ustępującej. Mediany uzyskanych wyników dla wszystkich możliwych kombinacji obciążenia i nachylenia prezentowały zbliżony poziom do wartości średniej. Wartość średnia wskaźnika symetrii pozostawała na zbliżonym poziomie, niezależnie od inklinacji i obciążenia zewnętrznego, co przedstawiono na rycinie 5.

Tabela 2: Charakterystyka liczbowa w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Długość kroku [cm]										
OZ	IN	kończyna dominująca			kończyna ustępująca			SI [%]		
		$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	78,75	3,61	79,03	78,91	3,05	79,05	-0,30	2,69	-0,46
	5%	79,50	3,80	78,65	79,59	3,53	78,90	-0,13	2,78	0,13
	10%	79,73	4,21	78,99	79,90	3,83	80,00	-0,23	2,74	-0,42
	15%	79,19	4,11	79,08	79,24	4,21	78,97	-0,06	2,49	-0,07
7 kg	0%	77,81	3,08	78,26	77,95	2,56	77,82	-0,20	2,50	-0,79
	5%	78,43	3,25	78,37	78,78	2,92	78,25	-0,46	2,58	-0,42
	10%	78,47	5,11	78,47	78,87	4,74	79,40	-0,55	2,15	-0,07
	15%	78,47	3,58	78,61	78,38	3,72	78,23	0,12	2,10	0,07
27 kg	0%	77,84	3,48	77,92	77,68	3,14	77,56	0,19	2,34	0,10
	5%	78,24	3,75	77,88	77,94	3,53	78,02	0,37	2,35	0,24
	10%	77,62	3,88	77,41	77,72	4,06	77,34	-0,12	2,26	-0,25
	15%	75,76	4,11	76,04	75,64	4,21	75,15	0,17	2,29	0,04

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana; SI – indeks symetrii chodu



Rycina 5: Wykres SI długości kroku w zależności od inklinacji i obciążenia.

Zmiany długości kroku w zależności od inklinacji przedstawiono w tabeli 3. Znaczące różnice uzyskano dla maksymalnego obciążenia zewnętrznego ($p < 0,001$). Co więcej, współczynnik W Kendalla prezentował nisko-umiarkowaną wielkość efektu ($W = 0,34$ - kończyna dominująca oraz $W = 0,28$ - kończyna ustępująca). Analiza post-hoc wykazała, że wyżej wymienione zmiany dotyczyły przede wszystkim skrócenia długości kroku dla nachylenia bieżni 15%. Istotne statystycznie różnice na poziomie $p < 0,001$ oraz $W = 0,24$ zaobserwowano także dla kończyny ustępującej w próbach chodu z kamizelką oraz hełmem (7 kg). Dla tych samych warunków obciążenia zewnętrznego różnice istotne statystycznie zaobserwowano dla kończyny ustępującej ($p < 0,05$ oraz $W = 0,08$). Dla współczynnika symetrii znaczące różnice zaobserwowano w próbach chodu z obciążeniem 7 kg przy nachyleniu 10% i 15%.

Tabela 3: Analiza długości kroku w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Długość kroku [cm]																
OZ	IN	kończyna dominująca					kończyna ustępująca					SI [%]				
		p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%		X	*	**	NS		X	*	**	NS		X	NS	NS	NS
	5%	0,0428	*	X	NS	NS	0,0083	*	X	NS	NS	0,7301	NS	X	NS	NS
	10%	0,05	**	NS	X	NS	0,08	**	NS	X	**	0,09	NS	NS	X	NS
	15%		NS	NS	NS	X		NS	NS	**	X		NS	NS	NS	X
7 kg	0%		X	NS	**	NS		X	*	***	NS		X	NS	NS	*
	5%	0,0421	NS	X	NS	NS	0,0003	*	X	**	NS	0,0369	NS	X	NS	NS
	10%	0,08	**	NS	X	*	0,24	***	**	X	***	0,09	NS	NS	X	*
	15%		NS	NS	*	X		NS	NS	***	X		*	NS	*	X
27 kg	0%		X	**	NS	***		X	NS	NS	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	**	X	*	***	0,0001	NS	X	NS	***	0,6962	NS	X	NS	NS
	10%	0,34	NS	*	X	***	0,28	NS	NS	X	***	0,10	NS	NS	X	NS
	15%		***	***	***	X		***	***	***	X		NS	NS	NS	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Tabela 4 przedstawia zmiany długości kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego (0 kg, 7 kg, 27 kg). Istotne statystycznie różnice odnotowano we wszystkich analizowanych przypadkach. Dla kończyny ustępującej przeprowadzony test Friedmana wykazał istotną różnicę na poziomie $p < 0,001$. Dla tej samej kończyny odnotowano wyższą wartość współczynnika (W Kendalla), którego wielkość wzrastała proporcjonalnie do nachylenia, osiągając wartości od 0,23 do 0,85. Wyniki dla kończyny dominującej charakteryzowały niższą wartością współczynnika wielkości efektu. W Kendalla dla omawianych zmian mieścił się w przedziale od 0,11 do 0,63, przy czym wielkość efektu, podobnie jak dla kończyny ustępującej, wzrastała wraz z nachyleniem bieżni. Różnice istotne statystycznie zaobserwowano także dla wskaźnika symetrii (SI) w próbach przy nachyleniu 5% oraz 10% ($p < 0,05$).

Tabela 4: Analiza długości kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego w różnych warunkach inklinacji

Długość kroku [cm]													
IN	OZ	kończyna dominująca				kończyna ustępująca				SI [%]			
		<i>p/W</i>	0kg	7kg	27kg	<i>p/W</i>	0 kg	7kg	27kg	<i>p/W</i>	0 kg	7kg	27kg
0%	0 kg	0,0233	X	NS	**	0,0006	X	NS	***	0,4688	X	NS	NS
	7 kg		NS	X	NS		NS	X	**		NS	X	NS
	27 kg		**	NS	X		***	**	X		NS	NS	X
5%	0 kg	0,0023	X	**	***	0,0004	X	**	***	0,0127	X	NS	NS
	7 kg		**	X	NS		**	X	***		NS	X	*
	27 kg		0,18	***	NS		0,45	***	***		0,13	NS	X
10%	0 kg	0,0004	X	NS	***	0,0001	X	NS	***	0,0441	X	NS	*
	7 kg		NS	X	***		NS	X	***		NS	X	NS
	27 kg		0,30	***	***		0,62	***	***		0,09	*	NS
15%	0 kg	0,0001	X	NS	***	0,0001	X	***	***	0,3067	X	NS	NS
	7 kg		NS	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		0,63	***	***		0,85	***	***		0,04	NS	NS

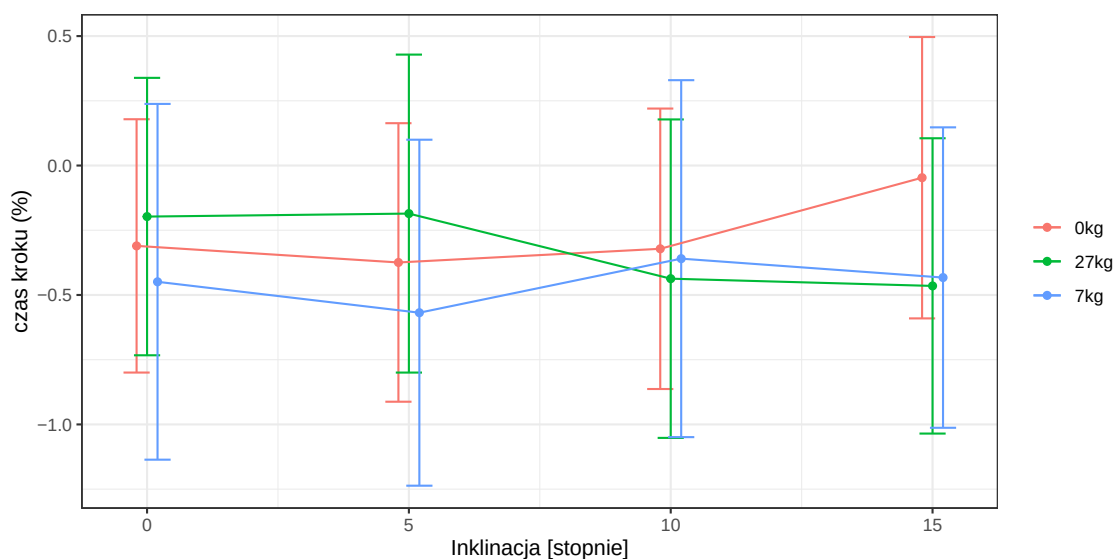
OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; *p* – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; *W* – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Charakterystykę liczbową dla czasu kroku w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji przedstawiono w tabeli 5. Średnia wartość czasu kroku dla kończyny dominującej wahała się od 497,93 ms do 526,74 ms. Nieco wyższe wartości odnotowano dla kończyny ustępującej, które mieściły się w przedziale od 500,21 ms do 528,63 ms. Najniższe wartości średniego czasu kroku zarejestrowano przy najwyższym obciążeniu (27 kg) i 15% nachylenia dla obu kończyn. Zmienność czasu przedstawiona za pomocą odchylenia standardowego, zawierała się w przedziale od 19,25 ms do 37,79 ms dla kończyny dominującej oraz od 17,26 ms do 38,16 ms dla kończyny ustępującej. Dla obu kończyn mediana czasu kroku była bliska wartościom średnim, mieszcząc się w przedziale od 497,89 ms do 524,05 ms dla kończyny dominującej oraz od 503,38 ms do 526,44 ms dla kończyny ustępującej. Wyniki średniej dla wskaźnika symetrii chodu (SI) wahały się od -0,57% do -0,05% (rycina 6). Niewielka zmienność SI wyrażona za pomocą odchylenia standardowego osiągała wartości w przedziale od 1,64% do 2,16%.

Tabela 5: Charakterystyka liczbowa czasu kroku w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Czas kroku [ms]										
OZ	IN	kończyna dominująca			kończyna ustępująca			SI [%]		
		$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	518,57	21,47	518,90	520,16	21,02	520,41	-0,31	1,72	-0,23
	5%	522,44	23,98	520,41	524,35	23,05	526,44	-0,37	1,89	-0,34
	10%	524,73	26,46	523,01	526,36	25,27	526,39	-0,32	1,91	-0,52
	15%	521,44	28,09	519,32	521,55	25,32	520,14	-0,05	1,91	-0,16
7 kg	0%	512,06	19,25	508,95	514,30	17,26	514,44	-0,45	1,94	-0,05
	5%	516,44	20,93	515,41	519,33	19,32	517,37	-0,57	1,88	-0,16
	10%	526,74	37,79	524,05	528,63	38,16	518,65	-0,36	1,94	-0,37
	15%	515,30	24,18	516,67	517,48	23,04	518,33	-0,43	1,64	-0,16
27 kg	0%	512,02	22,17	510,14	512,84	21,07	512,90	-0,17	1,86	0,08
	5%	513,99	25,25	511,89	514,85	22,97	513,05	-0,19	2,16	-0,16
	10%	510,58	27,06	508,29	512,75	25,70	511,89	-0,44	2,16	-0,13
	15%	497,93	27,97	497,89	500,21	26,94	503,38	-0,47	2,01	-0,03

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana; SI – indeks symetrii chodu



Rycina 6: Wykres SI czasu kroku w zależności od inklinacji i obciążenia

Tabela 6 przedstawia zmiany czasu kroku dla obciążenia zewnętrznego (0 kg, 7 kg, 27 kg) w różnych warunkach inklinacji. Wyniki istotne statystycznie odnotowano jedynie dla kończy dominującej i ustępującej. Istotność statystyczną na poziomie $p < 0,001$ zaobserwowano przy maksymalnym obciążeniu zewnętrznym. Przy tym samym obciążeniu zewnętrznym współczynnik zgodności (W Kendalla) osiągnął najwyższe wartości: 0,36 dla kończyny dominującej oraz 0,26 dla kończyny ustępującej. Omawiane zmniejszenie czasu kroku dotyczyło jedynie największej inklinacji 15%. Dla obciążenia zewnętrznego 7 kg znaczące zmiany zaobserwowano przy wzroście nachylenia do 10%. Poziom istotności $< 0,001$ zaobserwowano dla porównania chodu przy nachyleniu wynoszącym 10% w stosunku to próby na zerowej inklinacji. Różnice istotne statystycznie na poziomie $p < 0,05$ odnotowano również pomiędzy nachyleniem 5% a 10%. Dodatkowo zaobserwowano różnice istotne statystycznie pomiędzy 10% a 15% na poziomie $p < 0,01$. Dla próby chodu bez dodatkowego obciążenia, wyniki istotne statystycznie zaobserwowano jedynie dla kończyny ustępującej ($p < 0,05$). Przy wzroście nachylenia do 10%, czas kroku wydłużył się, a dla nachylenia 15% ponownie skrócił się o 6 ms. Tym samym wartość czasu kroku prezentowała zbliżony poziom do próby przy zerowej inklinacji. Wielkość efektu dla uzyskanych różnic była jednak znikoma ($W = 0,08$).

Tabela 6: Analiza czasu kroku w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Czas kroku [ms]																
OZ	IN	kończyna dominująca					kończyna ustępująca					SI [%]				
		p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%		X	NS	NS	NS		X	NS	**	NS		X	NS	NS	NS
	5%	0,0719	NS	X	NS	NS	0,0102	NS	X	NS	NS	0,3493	NS	X	NS	NS
	10%	0,05	NS	NS	X	NS	0,08	**	NS	X	**	0,02	NS	NS	X	NS
	15%		NS	NS	NS	X		NS	NS	**	X		NS	NS	NS	X
7 kg	0%		X	NS	***	NS		X	NS	***	NS		X	NS	NS	NS
	5%	0,0043	NS	X	*	NS	0,0011	NS	X	*	NS	0,9715	NS	X	NS	NS
	10%	0,13	***	*	X	**	0,16	***	*	X	**	0,02	NS	NS	X	NS
	15%		NS	NS	**	X		NS	NS	**	X		NS	NS	NS	X
27 kg	0%		X	NS	NS	***		X	NS	NS	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	NS	X	NS	***	0,0001	NS	X	NS	***	0,3664	NS	X	NS	NS
	10%	0,36	NS	NS	X	***	0,26	NS	NS	X	***	0,02	NS	NS	X	NS
	15%		***	***	***	X		***	***	***	X		NS	NS	NS	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Tabela 7 ilustruje wyniki dla czasu kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego w czterech warunkach inklinacji. Istotne statystycznie różnice na poziomie $p < 0,001$ odnotowano dla wszystkich obserwowanych gradientów z wyjątkiem próby przy zerowym kącie nachylenia bieżni. Obciążenie zewnętrzne nie miało natomiast istotnego wpływu na symetrię chodu, niezależnie od wartości nachylenia ($p > 0,05$). Wielkość efektu dla uzyskanych wyników zwiększała się wraz ze wzrostem inklinacji. Dla próby chodu bez dodatkowego obciążenia zewnętrznego zaobserwowano niski poziom wielkości efektu (0,20 dla kończyny dominującej oraz 0,18 dla kończyny ustępującej). Najwyższe wartości współczynnika W Kendalla odnotowano natomiast dla próby przy 15% nachylenia: $W = 0,73$ (kończyna dominująca), $W = 0,64$ (kończyna ustępująca).

Tabela 7: Analiza czasu kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji

Czas kroku [ms]													
IN	OZ	kończyna dominująca				kończyna ustępująca				SI [%]			
		p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg
0%	0 kg	0,0014	X	NS	***	0,0030	X	NS	***	0,2717	X	NS	NS
	7 kg	0,20	NS	X	***	0,18	NS	X	**	0,39	NS	X	NS
	27 kg	***	***	X		***	**	X		NS	NS	X	
5%	0 kg	0,0003	X	NS	***	0,0002	X	NS	***	0,8089	X	NS	NS
	7 kg	0,32	NS	X	***	0,26	NS	X	**	0,06	NS	X	NS
	27 kg	***	***	X		***	**	X		NS	NS	X	
10%	0 kg	0,0001	X	NS	***	0,0001	X	NS	***	0,6744	X	NS	NS
	7 kg	0,54	NS	X	***	0,55	NS	X	***	0,01	NS	X	NS
	27 kg	***	***	X		***	***	X		NS	NS	X	
15%	0 kg	0,0001	X	NS	***	0,0001	X	NS	***	0,5292	X	NS	NS
	7 kg	0,73	NS	X	***	0,64	NS	X	***	0,02	NS	X	NS
	27 kg	***	***	X		***	***	X		NS	NS	X	

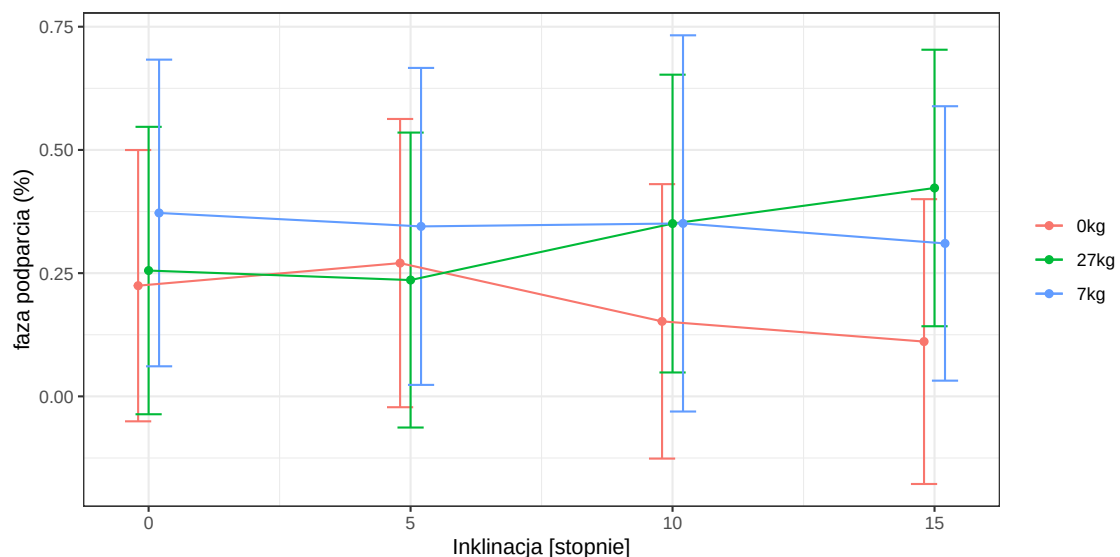
OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Charakterystykę liczbową w różnych warunkach inklinacji oraz obciążenia zewnętrznego dla fazy podparcia ilustruje tabela 8. Dla obu kończyn faza podparcia wydłużała się wraz ze zwiększaniem obciążenia oraz kąta nachylenia bieżni. Średnia wartość fazy podparcia dla kończyny dominującej w warunkach 0 kg wyniosła 62,84% i wzrosła do wartości 65,38% przy maksymalnym obciążeniu oraz nachyleniu bieżni. Podobne wartości i kierunek zmian zaobserwowano dla kończyny ustępującej. Wyniki SI dla poszczególnych warunków nachylenia i obciążenia przedstawiono na rycinie 7. Wartość wskaźnika Robinsona wahała się od 0,11% do 0,42%.

Tabela 8: Charakterystyka liczbowa fazy podparcia w różnych warunkach obciążenia i inklinacji

Faza podparcia [%]										
OZ	IN	kończyna dominująca			kończyna ustępująca			SI [%]		
		$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	62,84	0,91	62,83	62,70	0,97	62,76	0,22	0,97	0,23
	5%	63,20	0,85	63,31	63,02	0,85	63,16	0,27	1,03	0,28
	10%	63,35	1,01	63,52	63,25	0,92	63,34	0,15	0,98	0,26
	15%	63,46	1,04	63,52	63,39	0,84	63,50	0,11	1,02	0,07
7 kg	0%	63,59	0,74	63,76	63,35	0,76	63,34	0,37	0,88	0,66
	5%	63,79	0,77	63,75	63,57	0,69	63,68	0,34	0,91	0,18
	10%	64,06	1,01	64,00	63,83	1,11	63,83	0,35	1,08	0,05
	15%	64,00	0,92	64,10	63,80	0,89	64,03	0,31	0,79	0,33
27 kg	0%	64,75	0,98	64,80	64,59	0,85	64,65	0,26	1,00	0,05
	5%	65,04	1,06	65,05	64,89	1,02	65,02	0,24	1,05	0,03
	10%	65,18	1,03	65,17	64,95	0,94	65,07	0,35	1,06	0,41
	15%	65,38	1,20	65,37	65,10	1,25	65,23	0,42	0,99	0,43

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana; SI – indeks symetrii chodu



Rycina 7: Wykres SI fazy podparcia w zależności od inklinacji i obciążenia

Tabela 9 przedstawia wyniki dla fazy podparcia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego. Wyniki istotne statystycznie ($p < 0,001$) zauważono w próbach bez dodatkowego ekwipunku żołnierskiego. Największą wielkość efektu, także zidentyfikowano dla wyżej wymienionych warunków: ($W = 0,31$ – kończyny dominującej oraz $W = 0,26$ – kończyny ustępującej). Dla obciążenia 0 kg jedynie zmiana nachylenia z 10% do 15% nie spowodowała istotnych różnic w fazie podparcia ($p > 0,05$). W próbie z dodatkowym obciążeniem wynoszącym 7 kg również odnotowano znaczące zwiększenie fazy podparcia dla obu kończyn ($p < 0,001$). Wyniki te dotyczyły porównania próby przy zerowej inklinacji bieżni, a pozostałymi nachyleniami. Dla maksymalnego obciążenia zewnętrznego (27 kg) każda następna zmiana inklinacji powodowała istotne zmiany statystyczne względem poprzedniej. Jedynie próba chodu przy inklinacji wynoszącej 10% nie różniła się w sposób istotny statystycznie od marszu przy nachyleniu 5%. Wielkość efektu dla obserwowanych prób wyniosła odpowiednio 0,26 dla kończyny dominującej oraz 0,20 dla kończyny ustępującej.

Tabela 9: Analiza fazy podparcia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Faza podparcia [%]																
OZ	IN	kończyna dominująca					kończyna ustępująca					SI [%]				
		<i>p/W</i>	0%	5%	10%	15%	<i>p/W</i>	0%	5%	10%	15%	<i>p/W</i>	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%		X	***	***	***		X	*	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	***	X	*	***	0,0001	*	X	**	***	0,8628	NS	X	NS	NS
	10%	0,31	***	*	X	NS	0,26	***	**	X	NS	0,05	NS	NS	X	NS
	15%		***	***	NS	X		***	***	NS	X		NS	NS	NS	X
7 kg	0%		X	NS	**	**		X	*	**	**		X	NS	NS	NS
	5%	0,0119	NS	X	NS	NS	0,0129	*	X	NS	NS	0,7140	NS	X	NS	NS
	10%	0,11	**	NS	X	NS	0,11	**	NS	X	NS	0,01	NS	NS	X	NS
	15%		**	NS	NS	X		**	NS	NS	X		NS	NS	NS	X
27 kg	0%		X	***	***	***		X	**	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	***	X	NS	**	0,0012	**	X	NS	**	0,5257	NS	X	NS	NS
	10%	0,26	***	NS	X	*	0,20	***	NS	X	*	0,01	NS	NS	X	NS
	15%		***	**	*	X		***	**	*	X		NS	NS	NS	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Wzrost fazy podparcia wraz ze zwiększającym się obciążeniem zewnętrznym przedstawiono w tabeli 10. Zmiany te były istotne statystycznie ($p < 0,001$) dla wszystkich analizowanych warunków inklinacji, zarówno dla kończyny dominującej jak i ustępującej. Co więcej, znaczące różnice zaobserwowano dla wszystkich analizowanych porównań na każdym poziomie inklinacji ($p < 0,001$). Znaczące różnice pomiędzy próbami chodu w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego potwierdza wysoki poziom współczynnika W Kendalla, który wahał się od 0,85 do 0,94. Istotnych statystycznie różnic nie zaobserwowano dla wskaźnika symetrii (SI), w żadnym z analizowanych przypadków.

Tabela 10: Analiza fazy podparcia w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych poziomach inklinacji

Faza podparcia [%]													
IN	OZ	kończyna dominująca				kończyna ustępująca				SI [%]			
		p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg
0%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,2069	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***	0,05	NS	X	NS
	27 kg	0,89	***	***	X	0,94	***	***	X		NS	NS	X
5%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,9701	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***	0,09	NS	X	NS
	27 kg	0,94	***	***	X	0,91	***	***	X		NS	NS	X
10%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,3909	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***	0,03	NS	X	NS
	27 kg	0,94	***	***	X	0,85	***	***	X		NS	NS	X
15%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,1244	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***	0,06	NS	X	NS
	27 kg	0,87	***	***	X	0,85	***	***	X		NS	NS	X

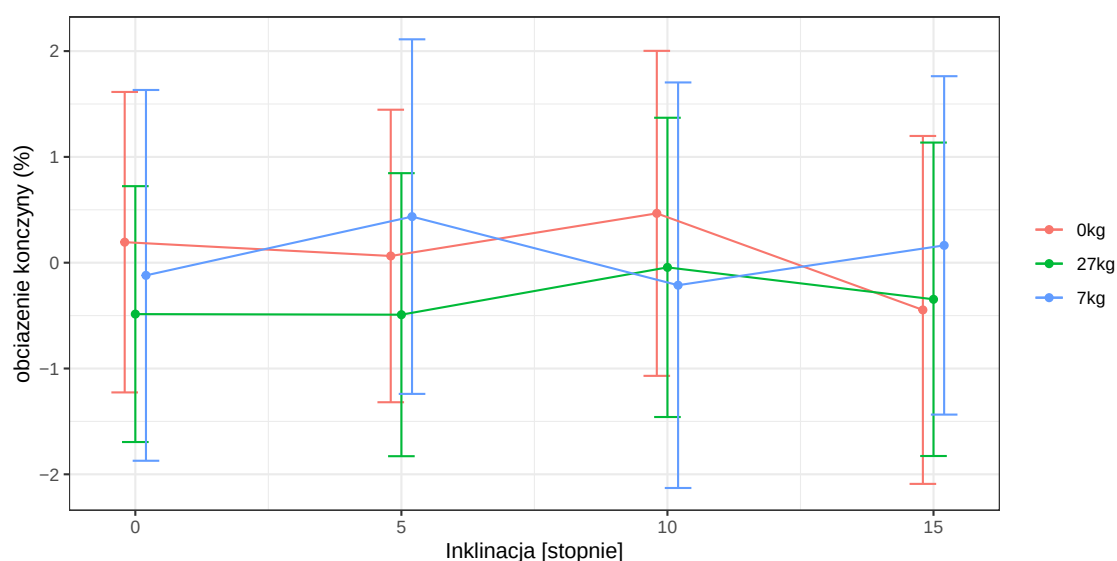
OZ - obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Obciążenie kończyny rosło wraz z ze wzrostem inklinacji oraz masą ekwipunku żołnierskiego, co przedstawia tabela 11. Najniższa wartość tego parametru dla kończyny dominującej wynosiła 12,79% i wzrosła do 15,21%. Wartości te odnotowano dla maksymalnego obciążenia oraz nachylenia 15%. Podobne zmiany zaobserwowano dla kończyny ustępującej. Odchylenie standardowe wahało się od 0,77% do 1,26% dla kończyny dominującej oraz od 0,68% do 1,23% dla kończyny ustępującej. StABILNOŚĆ uzyskanych rezultatów dla obu kończyn przełożyła się na niewielkie różnice we wskaźniku symetrii (rycina 8), który wahał się od -0,58 do 0,47.

Tabela 11: Charakterystyka liczbowa obciążenia kończyny w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Obciążenie kończyny [%]										
OZ	IN	kończyna dominująca			kończyna ustępująca			SI [%]		
		$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	12,79	0,93	12,94	12,77	0,96	12,68	0,19	5,00	0,23
	5%	13,12	0,87	13,22	13,11	0,82	13,12	0,06	4,86	-0,90
	10%	13,34	0,95	13,48	13,28	1,01	13,37	0,47	5,40	0,37
	15%	13,40	0,98	13,43	13,46	0,95	13,43	-0,45	5,79	-0,18
7 kg	0%	13,48	0,77	13,65	13,50	0,77	13,41	-0,12	4,94	-0,99
	5%	13,74	0,82	13,72	13,67	0,68	13,79	0,43	4,73	-0,75
	10%	13,95	1,16	13,99	13,97	1,02	13,89	-0,21	5,41	-0,74
	15%	13,91	0,95	14,12	13,89	0,91	14,04	0,16	4,51	0,15
27 kg	0%	14,64	0,91	14,82	14,73	0,92	14,85	-0,58	4,22	0,00
	5%	14,95	1,10	15,16	15,01	1,01	14,96	-0,49	4,71	0,28
	10%	15,07	1,01	15,06	15,07	0,98	14,95	-0,04	4,98	-0,78
	15%	15,21	1,26	15,32	15,26	1,23	15,23	-0,35	5,21	0,49

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana; SI – indeks symetrii chodu



Rycina 8: Wykres SI obciążenia kończyny w zależności od inklinacji i obciążenia

Zmiany obciążenia kończyny wynikające ze wzrostu inklinacji przedstawiono w tabeli 12. Znaczące różnice zaobserwowano w warunkach bez dodatkowego obciążenia zewnętrznego oraz przy obciążeniu zewnętrznym wynoszącym 27 kg ($p < 0,001$). Obserwowane zmiany dla powyższych warunków obciążenia wykazywały nisko-umiarkowaną wielkość efektu. Dla prób z dodatkowym obciążeniem w postaci kamizelki i hełmu (7 kg) wykazano zmiany istotne statystycznie na poziomie $p < 0,01$. Uzyskane wyniki prezentują niską wielkość efektu dla których współczynnik W Kendalla wynosi odpowiednio 0,12 dla kończyny dominującej i 0,10 dla kończyny ustępującej. Dla SI nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie na żadnym z trzech poziomów obciążenia zewnętrznego.

Tabela 12: Analiza obciążenia kończyny w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Obciążenie kończyny [%]																
OZ	IN	kończyna dominująca					kończyna ustępująca					SI [%]				
		p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%		X	**	***	***		X	***	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	**	X	**	***	0,0149	***	X	NS	*	0,7819	NS	X	NS	NS
	10%	0,29	***	**	X	NS	0,27	***	NS	X	NS	0,07	NS	NS	X	NS
	15%		***	***	NS	X		***	*	NS	X		NS	NS	NS	X
7 kg	0%		X	*	**	**		X	NS	**	**		X	NS	NS	NS
	5%	0,0093	*	X	NS	NS	0,0229	NS	X	NS	NS	0,4970	NS	X	NS	NS
	10%	0,12	**	NS	X	NS	0,10	**	NS	X	NS	0,02	NS	NS	X	NS
	15%		**	NS	NS	X		**	NS	NS	X		NS	NS	NS	X
27 kg	0%		X	***	***	***		X	**	**	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	***	X	NS	***	0,0004	**	X	NS	*	0,8628	NS	X	NS	NS
	10%	0,28	***	NS	X	**	0,15	**	NS	X	*	0,05	NS	NS	X	NS
	15%		***	***	**	X		***	*	*	X		NS	NS	NS	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Tabela 13 przedstawia wyniki obciążenia kończyny w zależności od masy ekwipunku wojskowego. Dla wszystkich obserwowanych inklinacji, dodatkowe obciążenie zewnętrzne (7 kg oraz 27 kg) powodowało istotny statystycznie wzrost tego parametru ($p < 0,001$). Podobne różnice wykazała analiza post-hoc pomiędzy badanymi warunkami obciążenia zewnętrznego, we wszystkich uwzględnionych warunkach nachylenia bieżni ($p < 0,001$). Wielkość efektu obliczona za pomocą współczynnika W Kendalla, także wskazuje na wysoki poziom zgodności rang dla uzyskanych wyników. Dla wszystkich obserwowanych inklinacji współczynnik ten mieścił się w zakresie od 0,89 do 0,97 dla kończyny dominującej oraz od 0,87 do 0,94 dla kończyny ustępującej. Dla indeksu symetrii (SI) nie zaobserwowano różnic istotnych statystycznie.

Tabela 13: Analiza obciążenia kończyny w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach

Obciążenie kończyny [%]													
IN	OZ	kończyna dominująca				kończyna ustępująca				SI [%]			
		p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0 kg	7kg	27kg
0%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,5291	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		***	***	X		***	***	X		NS	NS	X
5%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,2717	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		***	***	X		***	***	X		NS	NS	X
10%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,1482	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		***	***	X		***	***	X		NS	NS	X
15%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,4280	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		***	***	X		***	***	X		NS	NS	X

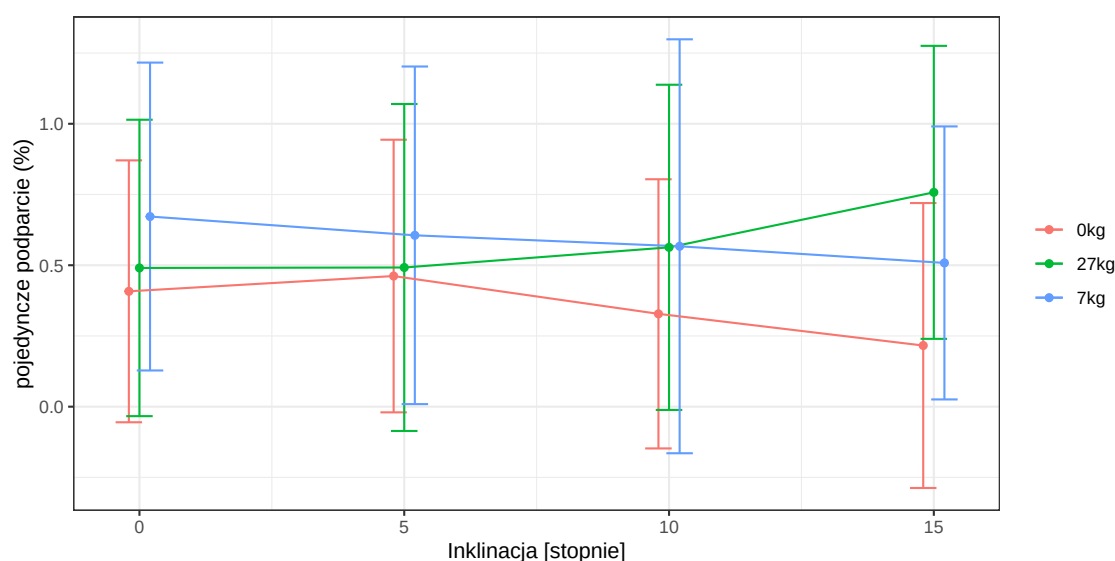
OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Charakterystykę liczbową pojedynczego podparcia przedstawiono w tabeli 14. Jego średnia wartość malała wraz ze wzrostem obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji. Najwyższą wartość zaobserwowano dla kończyny dominującej w próbie przy zerowym obciążeniu (37,30%), a najniższą dla kończyny ustępującej przy maksymalnym obciążeniu oraz inklinacji (34,64%). Odchylenie standardowe dla obu kończyn było zbliżone we wszystkich analizowanych warunkach i mieściło się w przedziale od 0,74% do 1,24%. Średnią wartość wskaźnika SI przedstawiono na rycinie 9. Jego wartość średnia mieściła się przedziale od 0,22% do 0,76%.

Tabela 14: Charakterystyka liczbową pojedynczego podparcia kończyny w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji

Pojedyncze podparcie [%]										
OZ	IN	kończyna dominująca			kończyna ustępująca			SI [%]		
		$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	37,30	0,96	37,19	37,15	0,91	37,17	0,41	1,63	0,29
	5%	36,98	0,84	36,85	36,81	0,85	36,73	0,46	1,70	0,53
	10%	36,75	0,91	36,57	36,64	1,02	36,49	0,33	1,67	0,40
	15%	36,61	0,84	36,52	36,54	1,05	36,48	0,22	1,77	0,20
7 kg	0%	36,65	0,75	36,71	36,40	0,74	36,31	0,67	1,53	0,97
	5%	36,41	0,72	36,37	36,19	0,77	36,23	0,61	1,68	0,30
	10%	36,15	1,05	36,11	35,95	0,99	36,05	0,57	2,06	0,38
	15%	36,20	0,90	35,95	36,02	0,93	35,93	0,51	1,36	0,51
27 kg	0%	35,41	0,85	35,30	35,23	0,98	35,20	0,50	1,81	0,26
	5%	35,11	1,03	34,95	34,94	1,08	34,93	0,49	2,03	0,08
	10%	35,05	0,93	34,96	34,85	1,03	34,89	0,56	2,02	0,71
	15%	34,91	1,24	34,78	34,64	1,21	34,69	0,76	1,82	0,61

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana; SI – indeks symetrii chodu



Rycina 9: Wykres SI pojedynczego podparcia w zależności od inklinacji i obciążenia

Zmiany pojedynczego podparcia w zależności od inklinacji przedstawiono w tabeli 15. Wyniki istotne statystycznie zaobserwowano we wszystkich analizowanych warunkach ($p < 0,05$). Znaczące różnice odnotowano w próbie chodu bez dodatkowego ekwipunku wojskowego ($p < 0,001$). Wielkość efektu dla powyższych zmian wyniosła 0,25 dla kończyny dominującej oraz 0,31 dla kończyny ustępującej. Nisko umiarkowaną wielkość efektu obserwowano również dla maksymalnego obciążenia zewnętrznego ($W = 0,22$ – kończyna dominująca oraz $W = 0,21$ – kończyna ustępująca). Podczas chodu z obciążeniem 7 kg istotne statystycznie zmiany zaobserwowano jedynie w przypadku porównania prób przy zerowym nachyleniu bieżni. Wyniki te prezentowały jednak niską wielkość efektu ($W = 0,12$ – kończyna dominująca oraz $W = 0,09$ – kończyna ustępująca).

Tabela 15: Analiza pojedynczego podparcia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Pojedyncze podparcie [%]																
OZ	IN	kończyna dominująca					kończyna ustępująca					SI [%]				
		p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%		X	*	***	***		X	***	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	*	X	**	***	0,0001	***	X	*	***	0,7472	NS	X	NS	NS
	10%	0,25	***	**	X	NS	0,31	***	*	X	NS	0,08	NS	NS	X	NS
	15%		***	***	NS	X		***	***	NS	X		NS	NS	NS	X
7 kg	0%		X	*	**	**		X	NS	*	*		X	NS	NS	NS
	5%	0,0070	*	X	NS	NS	0,0363	NS	X	NS	NS	0,8160	NS	X	NS	NS
	10%	0,12	**	NS	X	NS	0,09	*	NS	X	NS	0,09	NS	NS	X	NS
	15%		**	NS	NS	X		*	NS	NS	X		NS	NS	NS	X
27 kg	0%		X	**	***	***		X	***	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0003	**	X	NS	**	0,0005	***	X	NS	*	0,7018	NS	X	NS	NS
	10%	0,22	***	NS	X	NS	0,21	***	NS	X	**	0,09	NS	NS	X	NS
	15%		***	**	NS	X		***	*	**	X		NS	NS	NS	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Tabela 16 przedstawia porównanie wyników dla pojedynczego podparcia w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego przy inklinacjach 0%, 5%, 10% oraz 15%. Dla kończyny dominującej i ustępującej, obciążenie wynoszące 7 kg oraz 27 kg istotnie skracało podfazę pojedynczego podparcia we wszystkich analizowanych przypadkach ($p < 0,001$). Co więcej, zaobserwowana wielkość efektu wskazuje na dużą zmienność w badanych grupach. Najbardziej znaczące różnice zaobserwowano przy zerowej inklinacji, gdzie współczynnik W Kendalla wynosił 0,94 dla obu kończyn. Najniższa wartość współczynnika Kendalla wynosił 0,80 dla kończyny dominującej oraz 0,87 dla kończyny ustępującej.

Tabela 16: Analiza pojedynczego podparcia w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach

Pojedyncze podparcie [%]													
IN	OZ	kończyna dominująca				kończyna ustępująca				SI [%]			
		p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg
0%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,1313	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		***	***	X		***	***	X		NS	NS	X
5%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,3909	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		0,86	***	***		0,92	***	***		NS	NS	X
10%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,2335	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		0,91	***	***		0,94	***	***		NS	NS	X
15%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,0913	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg		0,80	***	***		0,87	***	***		NS	NS	X

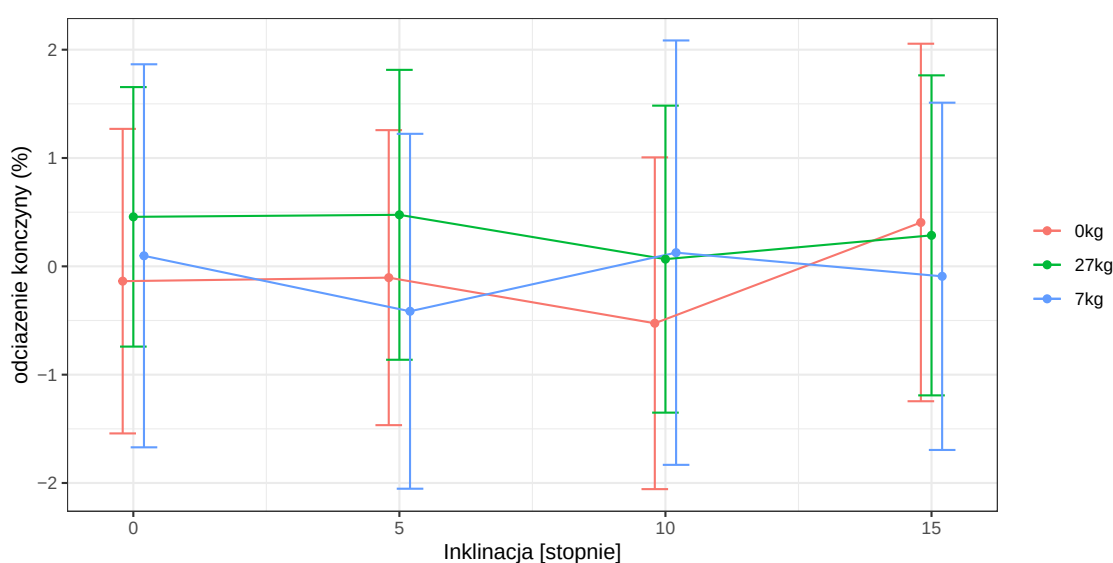
OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Tabela 17 przedstawia charakterystykę liczbową odciążenia kończyny w różnych warunkach testowych. Średnia wartość tego parametru rosła wraz ze wzrostem inklinacji i obciążenia zewnętrznego. Przy maksymalnym nachyleniu i obciążeniu 27 kg była o 2,5% wyższa w porównaniu do próby wykonanej w samym stroju sportowym przy nachyleniu 0%. Uzyskane wartości mediany były zbliżone do wartości średnich, co wskazuje na symetryczny rozkład danych w badanej grupie. Średnia wartość SI była relatywnie stabilna i oscylowała w granicach 0%.

Tabela 17: Charakterystyka liczbowa odciążenia kończyny w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Odciążenie kończyny [%]										
OZ	IN	kończyna dominująca			kończyna ustępująca			SI [%]		
		$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	12,78	0,96	12,68	12,79	0,92	12,94	-0,14	4,95	0,04
	5%	13,11	0,82	13,15	13,12	0,88	13,22	-0,10	4,79	0,79
	10%	13,28	1,02	13,39	13,35	0,96	13,47	-0,53	5,39	-0,08
	15%	13,46	0,96	13,47	13,41	1,00	13,43	0,40	5,81	-0,04
7 kg	0%	13,50	0,77	13,44	13,49	0,76	13,65	0,10	4,99	1,16
	5%	13,68	0,69	13,81	13,74	0,83	13,68	-0,41	4,62	1,05
	10%	13,96	0,98	13,89	13,95	1,12	14,06	0,13	5,52	0,81
	15%	13,90	0,91	14,07	13,91	0,96	14,08	-0,09	4,52	-0,22
27 kg	0%	14,72	0,92	14,84	14,64	0,91	14,80	0,56	4,19	0,04
	5%	15,03	1,01	14,95	14,96	1,09	15,16	0,48	4,71	-0,14
	10%	15,08	0,97	14,94	15,08	1,01	15,07	0,07	4,99	0,56
	15%	15,26	1,23	15,23	15,22	1,25	15,33	0,29	5,20	-0,46

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana; SI – indeks symetrii chodu



Rycina 10: Wykres SI odciążenia kończyny w zależności od inklinacji i obciążenia

Zmiany dla odciążenia kończyny w zależności od inklinacji przedstawiono w tabeli 18. Znaczące różnice zaobserwowano w próbach bez dodatkowego obciążenia zewnętrznego oraz przy największym kącie nachylenia bieżni ($p < 0,001$). Dla kończyny ustępującej jedynie porównanie próby chodu przy nachyleniu 15% oraz 10% nie wykazało różnic istotnych statystycznie. W przypadku kończyny dominującej brak istotnych różnic stwierdzono pomiędzy inklinacją 10% i 5%. Różnice istotne statystycznie na poziomie $p < 0,05$ zaobserwowano dla próby chodu w kamizelce i hełmie. Dotyczyły głównie wydłużenia podfazy odciążenia kończyny przy wyższych kątach nachylenia bieżni w porównaniu do inklinacji 0%. Podczas chodu z maksymalnym obciążeniem, wartości prawdopodobieństwa były na zbliżonym poziomie ($W = 0,19$ – kończyna dominująca oraz $W = 0,27$ – kończyna ustępująca).

Tabela 18: Analiza odciążenia kończyny w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Odciążenie kończyny [%]																
OZ	IN	kończyna dominująca					kończyna ustępująca					SI [%]				
		p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%		X	***	***	***		X	**	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	***	X	NS	**	0,0001	**	X	**	***	0,8909	NS	X	NS	NS
	10%	0,25	***	NS	X	NS	0,29	***	**	X	NS	0,04	NS	NS	X	NS
	15%		***	**	NS	X		***	***	NS	X		NS	NS	NS	X
7 kg	0%		X	NS	**	**		X	NS	*	**		X	NS	NS	NS
	5%	0,0156	NS	X	NS	NS	0,0303	NS	X	NS	NS	0,5319	NS	X	NS	NS
	10%	0,10	**	NS	X	NS	0,09	*	NS	X	NS	0,02	NS	NS	X	NS
	15%		**	NS	NS	X		**	NS	NS	X		NS	NS	NS	X
27 kg	0%		X	***	***	***		X	***	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0002	***	X	NS	*	0,0001	***	X	NS	**	0,9284	NS	X	NS	NS
	10%	0,19	***	NS	X	*	0,27	***	NS	X	*	0,03	NS	NS	X	NS
	15%		***	*	*	X		***	**	*	X		NS	NS	NS	X

OZ - obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Tabela 19 przedstawia zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej obciążenia kończyny w zależności od masy ekwipunku wojskowego (0 kg, 7 kg, 27 kg). Zaobserwowane wydłużenie obciążenia kończyny było istotne statystycznie we wszystkich analizowanych warunkach nachylenia bieżni. Ponadto, znaczące różnice były obserwowane przy każdym wzroście obciążenia zewnętrznego ($p < 0,001$), niezależnie od wartości nachylenia bieżni. Co więcej, wielkość efektu zaobserwowanych zmian wskazuje na wysoką zgodność uzyskanych wyników. Współczynnik W Kendalla mieścił się w przedziale od 0,89 do 0,94 dla kończyny dominującej oraz od 0,89 do 0,97 dla kończyny ustępującej.

Tabela 19: Analiza obciążenia kończyny w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach

Obciążenie kończyny [%]													
IN	OZ	kończyna dominująca				kończyna ustępująca				SI [%]			
		p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg
0%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,5292	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***	0,06	NS	X	NS
	27 kg	0,89	***	***	X	0,97	***	***	X		NS	NS	X
5%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,2717	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***	0,04	NS	X	NS
	27 kg	0,94	***	***	X	0,94	***	***	X		NS	NS	X
10%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,1482	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***	0,06	NS	X	NS
	27 kg	0,91	***	***	X	0,89	***	***	X		NS	NS	X
15%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,4281	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***	0,03	NS	X	NS
	27 kg	0,89	***	***	X	0,92	***	***	X		NS	NS	X

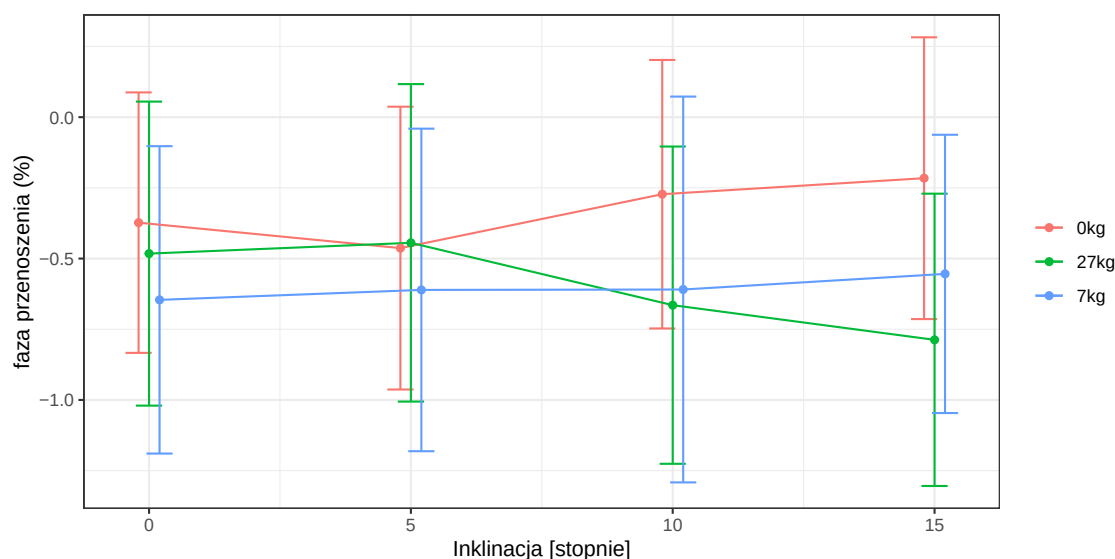
OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Średnia wartość fazy przenoszenia malała wraz ze wzrostem masy obciążenia zewnętrznego i nachylenia bieżni (tabela 20). Najdłuższy czas trwania zaobserwowano w próbie wykonanej w stroju sportowym oraz inklinacji 0%. W tych warunkach dla obu kończyn wartość średnia fazy podparcia wynosiła nieco ponad 37%. Najniższe wartości zaobserwowano z kolei przy obciążeniu 27 kg i inklinacji 15% (34,62% dla kończyny dominującej oraz 34,90% dla kończyny ustępującej). Średnia wartość SI mieściła się w przedziale od -0,79% do -0,22% (rycina 11). Odchylenie standardowe oraz mediana były zbliżone, niezależnie od obciążenia i inklinacji.

Tabela 20: Charakterystyka liczbowa fazy przenoszenia w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Faza przenoszenia [%]										
OZ	IN	kończyna dominująca			kończyna ustępująca			SI [%]		
		$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	37,16	0,91	37,17	37,30	0,97	37,24	-0,37	1,62	-0,39
	5%	36,80	0,85	36,69	36,98	0,85	36,84	-0,46	1,76	-0,50
	10%	36,65	1,01	36,48	36,75	0,92	36,66	-0,27	1,67	-0,45
	15%	36,54	1,04	36,48	36,61	0,84	36,50	-0,22	1,75	-0,12
7 kg	0%	36,41	0,74	36,24	36,65	0,76	36,66	-0,65	1,53	-1,13
	5%	36,21	0,77	36,25	36,43	0,69	36,32	-0,61	1,61	-0,32
	10%	35,94	1,01	36,00	36,17	1,11	36,17	-0,61	1,92	-0,09
	15%	36,00	0,92	35,91	36,20	0,89	35,97	-0,55	1,39	-0,55
27 kg	0%	35,25	0,98	35,20	35,41	0,85	35,35	-0,48	1,85	-0,10
	5%	34,96	1,06	34,95	35,11	1,02	34,98	-0,44	1,97	-0,05
	10%	34,82	1,03	34,83	35,05	0,94	34,93	-0,66	1,97	-0,75
	15%	34,62	1,20	34,64	34,90	1,25	34,77	-0,79	1,82	-0,78

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana; SI – indeks symetrii chodu



Rycina 11: Wykres SI fazy przenoszenia w zależności od inklinacji i obciążenia

Istotność statystyczną zmian w fazie przenoszenia w zależności od inklinacji przedstawiono w tabeli 21. W próbach wykonanych w samym stroju sportowym oraz maksymalnym obciążeniu zewnętrznym zaobserwowano różnice istotne statystycznie na poziomie $p < 0,001$. Dodatkowo, analiza post-hoc wykazała różnice w czasie trwania fazy przenoszenia we wszystkich analizowanych przypadkach, z wyjątkiem prób przy nachyleniu 10% i 15% (0 kg) oraz 5% i 10% (27 kg). Dla wyżej omawianych różnic odnotowano nisko umiarkowaną wielkość efektu. W warunkach obciążenia 7 kg różnice istotne statystycznie zauważono dla prób w samym stroju sportowym oraz zerowej inklinacji ($p < 0,05$). Wielkość efektu dla powyższych zmian wynosiła 0,11% dla obu kończyn.

Tabela 21: Analiza fazy przenoszenia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Faza przenoszenia [%]																
OZ	IN	kończyna dominująca					kończyna ustępująca					SI [%]				
		<i>p</i> / <i>W</i>	0%	5%	10%	15%	<i>p</i> / <i>W</i>	0%	5%	10%	15%	<i>p</i> / <i>W</i>	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%		X	***	***	***		X	*	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	***	X	*	***	0,0001	*	X	**	***	0,8964	NS	X	NS	NS
	10%	0,31	***	*	X	NS	0,26	***	**	X	NS	0,04	NS	NS	X	NS
	15%		***	***	NS	X		***	***	NS	X		NS	NS	NS	X
7 kg	0%		X	NS	**	**		X	*	**	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0119	NS	X	NS	NS	0,0130	*	X	NS	NS	0,6071	NS	X	NS	NS
	10%	0,11	**	NS	X	NS	0,11	**	NS	X	NS	0,02	NS	NS	X	NS
	15%		**	NS	NS	X		***	NS	NS	X		NS	NS	NS	X
27 kg	0%		X	***	***	***		X	**	***	***		X	NS	NS	NS
	5%	0,0001	***	X	NS	**	0,0012	**	X	NS	**	0,5447	NS	X	NS	NS
	10%	0,26	***	NS	X	*	0,20	***	NS	X	*	0,01	NS	NS	X	NS
	15%		***	**	*	X		***	**	*	X		NS	NS	NS	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; *p* – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; *W* – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

Tabela 22 przedstawia wyniki istotności różnic fazy przenoszenia w różnych warunkach inklinacji w zależności od masy ekwipunku wojskowego. Faza przenoszenia ulegała znaczącemu skróceniu wraz ze wzrostem obciążenia zewnętrznego we wszystkich badanych warunkach nachylenia bieżni ($p < 0,001$). Ponadto analiza post-hoc wykazała istotne statystycznie różnice na $p < 0,001$ dla wszystkich możliwych porównań. Wielkość obliczonego efektu charakteryzowała się wysoką zgodnością uzyskanych wyników. Dla kończyny dominującej współczynnik W Kendalla wahał się między 0,87%, a 0,94% oraz od 0,85% do 0,94% dla kończyny ustępującej. We wszystkich analizowanych warunkach brak istotnych różnic statystycznie stwierdzono w przypadku indeksu symetrii.

Tabela 22: Analiza fazy przenoszenia kończyny w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach

Faza przenoszenia [%]													
IN	OZ	kończyna dominująca				kończyna ustępująca				SI [%]			
		p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0kg	7kg	27kg	p/W	0 kg	7kg	27kg
0%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,2069	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg	0,89	***	***	X	0,94	***	***	X	0,05	NS	NS	X
5%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,7613	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg	0,94	***	***	X	0,91	***	***	X	0,08	NS	NS	X
10%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,2335	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg	0,94	***	***	X	0,85	***	***	X	0,04	NS	NS	X
15%	0 kg	0,0001	X	***	***	0,0001	X	***	***	0,1482	X	NS	NS
	7 kg		***	X	***		***	X	***		NS	X	NS
	27 kg	0,87	***	***	X	0,85	***	***	X	0,06	NS	NS	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana; SI – indeks symetrii chodu

4.2. Wyniki parametrów unilateralnych

Tabela 23 przedstawia charakterystykę liczbową podwójnego podparcia w różnych warunkach inklinacjach i obciążenia zewnętrznego. Dane uwzględniają wartości średnie, odchylenie standardowe oraz medianę. Uzyskane miary statystyczne dla powyższego parametru rosły wraz ze wzrostem nachylenia oraz wraz ze zwiększającym się obciążeniem zewnętrznym. Różnica pomiędzy minimalną wartością średnią, a maksymalną dla dwóch skrajnych warunków wynosiła blisko 5%. Odchylenie standardowe mieściło się w przedziale od 1,36% do 2,35% i rosło nieznacznie wraz ze wzrostem inklinacji oraz obciążenia zewnętrznego. Rozpiętość mediany była wyższa od rozpiętości średniej o jedyne 0,05% i wyniosła 4,97%.

Tabela 23: Charakterystyka liczbowa podwójnego podparcia w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Podwójne podparcie [%]				
OZ	IN	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	25,56	1,77	25,52
	5%	26,23	1,57	26,35
	10%	26,62	1,83	27,09
	15%	26,85	1,78	26,93
7 kg	0%	26,97	1,38	27,05
	5%	27,40	1,36	27,46
	10%	27,90	1,94	28,03
	15%	27,80	1,74	27,98
27 kg	0%	29,36	1,72	29,56
	5%	29,97	1,98	30,42
	10%	30,14	1,83	30,21
	15%	30,48	2,35	30,49

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana

Tabela 24 prezentuje wyniki podwójnego podparcia różnych warunkach obciążenia zewnętrznego w zależności od inklinacji. Wyniki istotne statystycznie zaobserwowano we wszystkich analizowanych przypadkach ($p < 0,01$). W próbach wykonanych w samym stroju sportowym, współczynnik W Kendalla dla omawianych zmian wynosił 0,30, co wskazuje na nisko-umiarkowaną wielkość efektu. W tych samych warunkach obciążenia zewnętrznego, przeprowadzona analiza post-hoc wykazała istotne statystycznie zmiany dla niemal wszystkich możliwych porównań, z wyjątkiem prób wykonanych przy nachyleniu 5% i 10%. W próbach z wykorzystaniem kamizelki taktycznej oraz hełmu (7 kg), istotny statystycznie wzrost podwójnego podparcia dotyczył jedynie inklinacji 5%, 10% oraz 15% w odniesieniu do próby przy nachyleniu 0%. Zaobserwowana wielkość efektu dla powyższych zmian wskazuje jednak na niską zgodność uzyskanych wyników ($W = 0,12$).

Tabela 24: Analiza podwójnego podparcia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Podwójne podparcie [%]						
OZ	IN	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%	0,0001 0,30	X	***	***	***
	5%		***	X	**	***
	10%		***	**	X	NS
	15%		***	***	NS	X
7 kg	0%	0,0068 0,12	X	*	**	**
	5%		*	X	NS	NS
	10%		**	NS	X	NS
	15%		**	NS	NS	X
27 kg	0%	0,0003 0,22	X	***	***	***
	5%		***	X	NS	*
	10%		***	NS	X	**
	15%		***	*	**	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Tabela 25 prezentuje zmiany podwójnego podparcia w zależności od obciążenia zewnętrznego. Dla wszystkich analizowanych przypadków obserwowano istotny statystycznie wzrost wyżej wymienionego parametru ($p < 0,001$). Co więcej przeprowadzona analiza post-hoc wykazała, że różnice istotne statystycznie na poziomie $p < 0,001$ między porównywanymi grupami były równie wysokie we wszystkich przypadkach. Wielkość efektu dla analizowanych różnic mieściła się w przedziale od 0,92 do 0,97 co wskazuje na wysoką zgodność uzyskanych wyników.

Tabela 25: Analiza podwójnego podparcia w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Podwójne podparcie [%]					
IN	OZ	p/W	0 kg	7 kg	27 kg
0%	0 kg	0,0001 0,97	X	***	***
	7 kg		***	X	***
	27 kg		***	***	X
5%	0 kg	0,0001 0,94	X	***	***
	7 kg		***	X	***
	27 kg		***	***	X
10%	0 kg	0,0001 0,94	X	***	***
	7 kg		***	X	***
	27 kg		***	***	X
15%	0 kg	0,0001 0,92	X	***	***
	7 kg		***	X	***
	27 kg		***	***	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Tabela 26 przedstawia charakterystykę liczbową dla długości cyklu w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji. Wartości średniej oraz mediany dla poszczególnych prób pozostawały zbliżone oraz malały wraz ze wzrostem obciążenia zewnętrznego. Zdecydowane skrócenie długości cyklu odnotowano dla próby z maksymalnym obciążeniem (27 kg) oraz inklinacją 15%. Różnica między najniższą wartością, a wartością bezpośrednio wyższą od niej wyniosła blisko 4 cm. Odchylenie standardowe uzyskanych wyników zwiększało się wraz z wzrostem nachylenia bieżni. We wszystkich badanych próbach obciążania zewnętrznego, wartości te wahały się od 5,33 cm do 9,60 cm.

Tabela 26: Charakterystyka liczbowa długości cyklu w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Długość cyklu [cm]				
OZ	IN	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	157,67	6,34	157,75
	5%	159,11	6,99	158,91
	10%	159,64	7,75	159,16
	15%	158,42	8,09	158,98
7 kg	0%	155,79	5,33	155,73
	5%	157,23	5,83	156,94
	10%	157,37	9,60	157,98
	15%	156,86	7,12	158,09
27 kg	0%	155,52	6,38	155,40
	5%	156,20	7,05	155,97
	10%	155,35	7,76	154,74
	15%	151,39	8,13	151,37

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana

Zmiany dla długości cyklu w zależności od inklinacji przedstawiono w tabeli 27. Znaczące wyniki uzyskano przede wszystkim w próbach z maksymalnym obciążeniem zewnętrznym ($p < 0,001$). Przeprowadzona analiza post-hoc wykazała jednak, że istotne skrócenie cyklu nastąpiło tylko przy inklinacji 15%. Wielkość efektu mierzona przy pomocy współczynnika W Kendalla w próbach obciążenia zewnętrznego 27 kg jak i 7 kg prezentowała niską zgodność wyników ($W = 0,14$). W próbach chodu bez dodatkowego obciążenia zauważono istotne statystycznie różnice, jednak wielkość obserwowanego efektu była znikoma ($W = 0,06$).

Tabela 27: Analiza długości cyklu w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Długość cyklu [cm]						
OZ	IN	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%	0,0320 0,06	X	NS	**	NS
	5%		NS	X	NS	NS
	10%		**	NS	X	*
	15%		NS	NS	*	X
7 kg	0%	0,0026 0,14	X	NS	***	NS
	5%		NS	X	**	NS
	10%		***	**	X	**
	15%		NS	NS	**	X
27 kg	0%	0,0001 0,14	X	NS	NS	***
	5%		NS	X	NS	***
	10%		NS	NS	X	***
	15%		***	***	***	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Tabela 28 prezentuje zmiany długości cyklu w zależności od trzech warunkach obciążenia zewnętrznego (0 kg, 7 kg, 27 kg). Różnice istotne statystycznie odnotowano dla wszystkich uwzględnionych w badaniu nachyleń bieżni ($p < 0,001$). Przeprowadzona analiza post-hoc wykazała znaczące różnice w długości cyklu dla wszystkich analizowanych przypadków z wyjątkiem porównania chodu w stroju sportowym oraz chodu z obciążeniem zewnętrznym 7 kg (inklinacja 10% i 15%). W próbach gdzie inklinacja bieżni wynosiła 0% oraz 5% zauważono istotne statystycznie różnice dla wyżej wymienionych warunków obciążenia zewnętrznego na poziomie $p < 0,01$. Wielkość efektu dla analizowanych prób zwiększała się wraz z wzrostem nachylenia bieżni. Z wartości 0,30 (0 kg) wzrosła do poziomu 0,71 (27 kg).

Tabela 28: Analiza długości cyklu w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach

Długość cyklu [cm]					
IN	OZ	p/W	0 kg	7 kg	27 kg
0%	0 kg	0,0005 0,30	X	*	***
	7 kg		*	X	**
	27 kg		***	**	X
5%	0 kg	0,0001 0,35	X	**	***
	7 kg		**	X	***
	27 kg		***	***	X
10%	0 kg	0,0001 0,60	X	NS	***
	7 kg		NS	X	***
	27 kg		***	***	X
15%	0 kg	0,0001 0,71	X	NS	***
	7 kg		NS	X	***
	27 kg		***	***	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Tabela 29 przedstawia charakterystykę liczbową szerokości kroku w różnych warunkach inklinacji i obciążenia zewnętrznego. Wartość średnia oraz mediana zwiększały się wraz ze wzrostem obciążenia. Nachylenie bieżni powodowało nieznaczne różnice liczbowe dla wyżej wymienionych miar statystycznych. Najmniejsza szerokość kroku została zaobserwowana w próbie bez dodatkowego ekwipunku żołnierskiego oraz przy zerowej inklinacji bieżni (11,34 cm). Z kolei największa średnia wartość tego parametru odnotowana została przy nachyleniu bieżni 15% (12,95 cm). Odchylenie standardowe dla wszystkich obserwacji mieściło się w zakresie od 2,42 cm do 3,05 cm.

Tabela 29: Charakterystyka liczbowa szerokości kroku w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Szerokość kroku [cm]				
OZ	IN	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	11,34	2,92	11,45
	5%	11,77	2,75	11,87
	10%	12,10	2,87	12,09
	15%	12,20	3,05	12,02
7 kg	0%	11,88	2,42	12,07
	5%	11,70	2,55	12,01
	10%	11,70	3,01	11,92
	15%	11,87	2,89	11,84
27 kg	0%	12,48	2,77	12,47
	5%	12,51	2,84	12,84
	10%	12,95	2,90	12,92
	15%	12,95	2,73	13,07

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana

Niewielkie zmiany w szerokości kroku spowodowane przez wzrost inklinacji były nieistotne statystycznie ($p > 0,05$) (Tabela 30).

Tabela 30: Analiza szerokości kroku w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Szerokość kroku [cm]						
OZ	IN	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%		X	NS	NS	NS
	5%	0,1389	NS	X	NS	NS
	10%	0,04	NS	NS	X	NS
	15%		NS	NS	NS	X
7 kg	0%		X	NS	NS	NS
	5%	0,8451	NS	X	NS	NS
	10%	0,08	NS	NS	X	NS
	15%		NS	NS	NS	X
27 kg	0%		X	NS	NS	NS
	5%	0,4804	NS	X	NS	NS
	10%	0,02	NS	NS	X	NS
	15%		NS	NS	NS	X

OZ - obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej szerokości kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego przedstawiono w tabeli 31. Różnice istotne statystycznie zaobserwowano we wszystkich analizowanych warunkach nachylenia bieżni. Znaczące zmiany odnotowano w próbach chodu przy nachyleniu bieżni wynoszącym 5%, dla których współczynnik W Kendalla wyniósł 0,30. Najniższą wartość wspomnianego współczynnika zaobserwowano przy inklinacji 15% (0,16). Analiza post-hoc wykazała brak istotnych statystycznie różnic dla porównania chodu w stroju sportowym z próbami z obciążeniem zewnętrznym 7 kg. Wyjątek stanowiły próby wykonane przy zerowym kącie nachylenia podłoża.

Tabela 31: Analiza szerokości kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach

Szerokość kroku [cm]					
IN	OZ	p/W	0 kg	7 kg	27 kg
0%	0 kg	0,0004	X	*	***
	7 kg		*	X	*
	27 kg	0,24	***	*	X
5%	0 kg	0,0001	X	NS	***
	7 kg		NS	X	***
	27 kg	0,33	***	***	X
10%	0 kg	0,0010	X	NS	**
	7 kg		NS	X	***
	27 kg	0,21	**	***	X
15%	0 kg	0,0056	X	NS	**
	7 kg		NS	X	**
	27 kg	0,16	**	**	X

IN – inklinacja; OZ – obciążenie zewnętrzne; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Tabela 32 przedstawia charakterystykę liczbowa czasu cyklu w różnych warunkach inklinacji i obciążenia zewnętrznego. Wartości średniej oraz mediany były do siebie zbliżone i malały wraz ze wzrostem obciążenia zewnętrznego. Najdłuższy czas cyklu zaobserwowano przy obciążeniu 7 kg oraz nachyleniu bieżni 10% ($\bar{x} = 1055,37$ ms, Me = 1044,60 ms). Najkrótszy czas cyklu odnotowano przy maksymalnym obciążeniu zewnętrznym oraz największej inklinacji ($\bar{x} = 998,14$ ms, Me = 997,50 ms). Wartości odchylenia standardowego zwiększały się wraz ze wzrostem kąta nachylenia bieżni. Największa rozpiętość dla omawianej miary statystycznej została zaobserwowana dla obciążenia zewnętrznego 7 kg i wynosiła 40,10 ms).

Tabela 32: Charakterystyka liczbowa czasu cyklu w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Czas cyklu [ms]				
OZ	IN	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	1038,74	41,50	1041,81
	5%	1046,79	45,98	1044,31
	10%	1051,09	50,74	1049,86
	15%	1043,01	52,55	1041,52
7 kg	0%	1026,35	35,15	1029,73
	5%	1035,77	39,09	1033,51
	10%	1055,37	75,25	1044,60
	15%	1032,78	46,45	1039,46
27 kg	0%	1024,86	42,21	1022,67
	5%	1028,84	46,96	1029,05
	10%	1023,33	51,60	1016,84
	15%	998,14	54,01	997,50

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana

Tabela 33 przedstawia różnice istotne statystycznie dla czasu cyklu w zależności od badanych inklinacji. Znaczące zmiany zaobserwowano w próbach z maksymalnym obciążeniem zewnętrznym oraz w próbach z obciążeniem 7 kg ($p < 0,001$). Przeprowadzona analiza post-hoc wykazała istotne statystycznie różnice dla obciążenia 27 kg przy porównaniu nachylenia 15% z pozostałymi próbami na innych nachyleniach. Dla obciążenia 7 kg różnice były zauważalne przy porównaniu nachylenia 10% z 0%, 10% z 5%, a także 15% z 10%. Wielkość efektu dla prób z dodatkowym obciążeniem wynosiła 0,21 (7 kg) oraz 0,30 (27 kg). Natomiast w próbie bez obciążenia zewnętrznego zaobserwowano wyniki istotne statystycznie ($p < 0,05$), które prezentowały znikomy efekt ($W = 0,07$).

Tabela 33: Analiza czasu cyklu w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

Czas cyklu [ms]						
OZ	IN	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%	0,0202	X	NS	**	NS
	5%		NS	X	NS	NS
	10%		**	NS	X	*
	15%		NS	NS	*	X
7 kg	0%	0,0009	X	NS	***	NS
	5%		NS	X	**	NS
	10%		***	**	X	***
	15%		NS	NS	***	X
27 kg	0%	0,0001	X	NS	NS	***
	5%		NS	X	NS	***
	10%		NS	NS	X	***
	15%		***	***	***	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Tabela 34 przedstawia istotność statystyczną zmian w cyklu chodu w różnych warunkach inklinacji w zależności od masy ekwipunku wojskowego. Wyniki dla wszystkich analizowanych nachyleń były istotne statystycznie na poziomie $p < 0,001$. Analiza post-hoc wykazała, że istotne skrócenie czasu cyklu wystąpiło przy zwiększeniu obciążenia do 27 kg we wszystkich analizowanych warunkach inklinacji. Co więcej, dla nachylenia bieżni wynoszącego 5% zaobserwowano dodatkowo istotne skrócenie cyklu w próbie z obciążeniem 7 kg. Najniższą wartość wielkości efektu odnotowano w próbach przy zerowej inklinacji bieżni (0,24). Wartość współczynnika W Kendalla zwiększała się wraz ze wzrostem nachylenia bieżni, osiągając najwyższą wartość dla obciążenia wynoszącego 27 kg (0,68).

Tabela 34: Analiza czasu cyklu w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach

		Czas cyklu [ms]			
IN	OZ	p/W	0 kg	7 kg	27 kg
0%	0 kg	0,0004	X	NS	***
	7 kg		NS	X	*
	27 kg		***	*	X
5%	0 kg	0,0005	X	*	***
	7 kg		*	X	***
	27 kg		***	***	X
10%	0 kg	0,0001	X	NS	***
	7 kg		NS	X	***
	27 kg		***	***	X
15%	0 kg	0,0001	X	NS	***
	7 kg		NS	X	***
	27 kg		***	***	X

IN – inklinacja; OZ – obciążenie zewnętrzne; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Tabela 35 przedstawia charakterystykę liczbową kadencji w różnych warunkach inklinacji i obciążenia zewnętrznego. Podczas chodu operatorów z obciążeniem 0 kg oraz 7 kg, uzyskane wyniki średniej oraz mediany były zbliżone i oscylowały w granicach 114-116 kroków/min. Dla obciążenia zewnętrznego 27 kg różnice pomiędzy skrajnymi wartościami nachylenia były nieco większe. Obserwowana rozpiętość wartości średniej wynosiła 3,71 kroków/min, a mediany 3,72 kroków/min. Odchylenie standardowe zwiększało się wraz ze wzrostem inklinacji. Najniższa zaobserwowana wartość odchylenia standardowego wynosiła 4,05 kroków/min, a najwyższa 6,63 kroków/min.

Tabela 35: Charakterystyka liczbowa kadencji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji

Kadencja [kroki/min]				
OZ	IN	$\bar{x}$	sd	Me
0 kg	0%	115,72	4,56	115,19
	5%	114,87	4,88	114,93
	10%	114,45	5,46	114,33
	15%	115,37	5,75	115,26
7 kg	0%	117,07	4,05	116,54
	5%	116,04	4,39	116,12
	10%	114,33	6,49	114,92
	15%	116,45	5,23	115,47
27 kg	0%	117,30	4,76	117,38
	5%	116,90	5,25	116,63
	10%	117,59	5,87	118,05
	15%	120,61	6,63	120,35

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; $\bar{x}$ – średnia arytmetyczna; sd – odchylenie standardowe; Me – mediana

Tabela 36 przedstawia zmiany kadencji w zależności od inklinacji. Wyniki istotne statystycznie na poziomie ($p < 0,001$) zaobserwowano dla maksymalnego obciążenia zewnętrznego. Zauważone zmiany dotyczyły prób chodu przy nachyleniu bieżni 15%, które wykazały znaczące różnice w stosunku do pozostałych. W tych samych warunkach obciążenia zewnętrznego odnotowano najwyższą wielkość efektu spośród wszystkich analizowanych przypadków ($W = 0,30$). W próbie przy nachyleniu 10% dla obciążenia 7 kg zaobserwowano istotne statystycznie zmniejszenie kadencji ($p < 0,001$) co stanowi przeciwny trend do wyżej opisywanych zmian. Obserwowany spadek częstotliwości kroków cechował się jednak niską zgodnością uzyskanych wyników ($W = 0,21$). W próbach bez dodatkowego obciążenia zewnętrznego zaobserwowano wyniki istotne statystycznie na poziomie $p < 0,05$ dla których obserwowana wielkość efektu osiągnęła najniższą wartość ($W = 0,07$).

Tabela 36: Analiza kadencji w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego

		Kadencja [kroki/min]				
OZ	IN	p/W	0%	5%	10%	15%
0 kg	0%	0,0173	X	NS	**	NS
	5%		NS	X	NS	NS
	10%		**	NS	X	*
	15%		NS	NS	*	X
7 kg	0%	0,0009	X	NS	***	NS
	5%		NS	X	**	NS
	10%		***	**	X	***
	15%		NS	NS	***	X
27 kg	0%	0,0001	X	NS	NS	***
	5%		NS	X	NS	***
	10%		NS	NS	X	***
	15%		***	***	***	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

Tabela 37 ilustruje zmiany kadencji w zależności od zastosowanego obciążenia zewnętrznego. Różnice istotne statystycznie zaobserwowano dla wszystkich czterech inklinacji ($p < 0,001$). Dla nachylenia 5% analiza post-hoc wykazała istotne różnice dla wszystkich możliwych porównań między trzema warunkami obciążenia (0 kg, 7 kg, 27 kg). Dla pozostałych inklinacji tylko próby z maksymalnym obciążeniem zmieniały w sposób istotny statystycznie wartość kadencji. Najniższą wielkość efektu odnotowano dla prób przy inklinacji 0% ($W = 0,24$). Wartość współczynnika W Kendalla zwiększała się wraz ze wzrostem nachylenia bieżni, osiągając maksymalną wartość na poziomie 0,68.

Tabela 37: Analiza kadencji w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach

Kadencja [kroki/min]					
IN	OZ	p/ W	0 kg	7 kg	27 kg
0%	0 kg	0,0004	X	NS	***
	7 kg	0,24	NS	X	*
	27 kg		***	*	X
5%	0 kg	0,0005	X	*	***
	7 kg	0,37	*	X	***
	27 kg		***	***	X
10%	0 kg	0,0001	X	NS	***
	7 kg	0,58	NS	X	***
	27 kg		***	***	X
15%	0 kg	0,0001	X	NS	***
	7 kg	0,68	NS	X	***
	27 kg		***	***	X

OZ – obciążenie zewnętrzne; IN – inklinacja; NS – brak różnic istotnych statystycznie; p – poziom istotności testu Friedmana; * – $p < 0,05$; ** – $p < 0,01$; *** – $p < 0,001$; W – miara wielkości efektu dla testu Friedmana

5. Dyskusja

Głównym wkładem badań w naukę było określenie w jakim stopniu inklinacja oraz obciążenie zewnętrzne wpływa na parametry czasowo-przestrzenne chodu operatorów JWS. Dotychczasowe badania wskazują, że marsz z dodatkową masą w różnych warunkach inklinacji podłoża stanowi obciążenie dla aparatu ruchu i wymaga większej aktywności mięśni odpowiedzialnych za lokomocję (Boffey i wsp. 2019; Mexi i wsp. 2023). Adaptacje biomechaniczne, takie jak zmiana długości i częstotliwości kroku, odpowiadają za minimalizowanie obciążeń wynikających z czynników zewnętrznych (Springer i wsp. 2016). Zdefiniowanie mechanizmów adaptacyjnych, w tym wielkości oraz kierunku zmian w strukturze czasowo-przestrzennej chodu, mogłoby przyczynić się do udoskonalenia szkolenia wojskowego, a tym samym pomóc w minimalizacji ryzyka kontuzji.

W przeprowadzonych badaniach, analizie poddano następujące parametry czasowo-przestrzenne: długość kroku, długość cyklu chodu, szerokość kroku, kadencje, czas kroku, czas cyklu chodu, czas podwójnego podparcia, fazę podparcia, obciążenie kończyny, pojedyncze podparcie, odciążenie kończyny oraz fazę wymachu. Zaistniałe pod wpływem inklinacji oraz obciążenia zewnętrznego zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej chodu, dostarczają szczegółowych informacji w jaki sposób interakcja omawianych czynników zewnętrznych może wpływać na kinematykę chodu operatorów JWS.

5.1. Inklinacja jako czynnik kształtujący strukturę czasowo-przestrzenną chodu

W przeprowadzonych badaniach zaobserwowano, że wzrost nachylenia bieżni determinował długość kroku oraz całego cyklu. Kierunek i wielkość zmian zależały jednak od masy oporządzenia taktycznego. Podczas marszu bez obciążenia oraz z obciążeniem wynoszącym 7 kg, zaobserwowano nieznaczne wydłużenie kroku. Wśród zdrowych osób niezwiązanych ze służbą wojskową, podobne wyniki uzyskali inni badacze (Strutzenberger, Leutgeb i wsp. 2022; Strutzenberger, Claußen i wsp. 2021; Castano 2019; Leroux i wsp. 2002). W grupie operatorów JWS skrócenie całego cyklu chodu obserwowano jedynie podczas marszu z maksymalną masą oporządzenia taktycznego oraz gradientu 15%. Wspomniana różnica wynosiła blisko 4 cm. Dla nachylenia bieżni 10,51% zbliżone wyniki uzyskali Fellin i wsp. (2016). We wszystkich analizowanych warunkach obciążenia zewnętrznego (20 kg i 40 kg), badacze odnotowali nieznaczne skrócenie kroku, wynoszące 1 cm. Co istotniejsze, w ich eksperymencie uczestniczyli żołnierze, posiadający doświadczenie w noszeniu oporządzenia taktycznego i plecaka. Zdecydowanie większe różnice wykazali Kimel-

Naor i wsp. (2017), którzy zauważyli skrócenie pojedynczego kroku o 12%, a całego cyklu aż o 13%. W eksperymencie wykorzystali jednak stosunkowo dużą inklinację, której wartość wynosiła 17,6%. Co więcej, badane osoby nie przenosiły żadnego dodatkowego obciążenia zewnętrznego. Należy również zaznaczyć, że badana grupa nie obejmowała żołnierzy, a jedynie zdrowe dorosłe osoby. Wyniki innych naukowców sugerują, że umiejętność poruszania się na stromych nachyleniach może w znaczący sposób warunkować długość kroku (Fellin i wsp. 2016; Kimel-Naor i wsp. 2017).

Szerokość kroku stanowi kolejny parametr przestrzenny, który odpowiada za stabilizację chodu oraz adaptację biomechaniczną do warunków zewnętrznych (Marciniak i wsp. 2011). W badaniach własnych nie zaobserwowano istotnych zmian w szerokości kroku, co może być wynikiem wysokiego wyszkolenia operatorów JWS. Podobne wyniki wśród zdrowych osób przedstawia Castano (2019), który również nie zauważył zwiększenia szerokości kroku. Zwraca jednak szczególną uwagę na wielokrotne zwiększenie zmienności omawianego parametru podczas marszu przy różnych nachyleniach. Wyniki badań własnych oraz innych autorów sugerują, że średnia szerokość kroku wśród sprawnych osób pozostaje względnie stabilna, niezależnie od warunków inklinacji. Możliwe, że modyfikacje szerokości kroku mogą mieć szczególne znaczenie w kontekście jego zmienności. W grupie operatorów JWS, odchylenie standardowe prezentuje jednak zbliżony poziom, niezależnie od kąta nachylenia bieżni. W świetle uzyskanych wyników, można przypuszczać, że operatorzy cechują się większymi zdolnościami adaptacyjnymi w stosunku do populacji.

Według wcześniejszych badań, kadencja jest głównym parametrem, który stanowi mechanizm adaptacyjny do zmiennego nachylenia podłoża (Walsh i Low 2021). W badaniach własnych, inklinacja 15% powodowała istotny wzrost częstotliwości kroków. Należy podkreślić, że obserwowane zjawisko dotyczyło próby chodu z obciążeniem o masie 27 kg. Podobne wyniki wśród żołnierzy zaobserwowali także inni autorzy (Fellin i wsp. 2016). Rezultaty ich badań wskazują na wzrost częstotliwości kroku przy nachyleniu bieżni 6°. Interakcja skrócenia kroku oraz zwiększania kadencji może wynikać z konieczności przeciwstawienia się sile grawitacji oraz minimalizacji obciążeń dla aparatu ruchu. Paul i wsp. (2016) wykazali, że marsz pod górę wiąże się ze wzrostem aktywności mięśni czworogłowych uda i mięśni pośladkowych. Ich wyniki sugerują, że poruszanie się w górę wymaga generowania większej siły, która potrzebna jest do przemieszczenia ciała w pionie. Z drugiej strony Lay i wsp. (2006) zaobserwowali większe kąty zgięcia w stawie biodrowym, kolanowym, a także stawie skokowym. Prentice i wsp. (2004) podają, że kąt zgięcia w biodrze podczas marszu przy nachyleniu 12° może wzrosnąć o ponad 10°. Możliwe, że zwiększenie kadencji wśród operatorów, podyktowane było koniecznością dostosowania kinematyki chodu do rosnącej inklinacji. Teorii tej nie potwierdza jednak Strutzenberger, Claußen i wsp. (2021), którzy nie dostrzegli wzrostu kadencji podczas marszu pod

górze. Mogło to jednak wynikać ze spadku prędkości, która kompensowała zmiany w częstotliwości kroków. Powracając do wyników badań własnych, kadencja, także prezentowała zbliżone wartości dla wszystkich nachyleń podczas marszu bez obciążenia oraz z obciążeniem 7 kg. Zebrane dane sugerują, że częstotliwość kroków wśród żołnierzy JWS zwiększa się, ale tylko podczas marszu przy dużych nachyleniach oraz masie ładunku zewnętrznego. Wydaje się prawdopodobne, że żołnierze jednostek specjalnych cechują się ponadprzeciętną odpornością na czynniki zewnętrzne, które mogą skutecznie dezorganizować strukturę kinematyczną chodu.

Czas wykonania jednego kroku, oraz czas trwania całego cyklu to parametry ściśle związane z kadencją i długością kroku. W efekcie znaczące różnice zaobserwowano głównie dla inklinacji 10% i 15%. Co ważniejsze, wielkość oraz istotność powyższych zmian była zależna od masy przenoszonego ładunku. W próbach marszu bez oporządzenia taktycznego, niewielka siła efektu sugeruje, że różnice w wynikach mogą być mało istotne z punktu widzenia praktycznego zastosowania. Skrócenie czasu kroku o 26 ms nastąpiło dopiero przy maksymalnym obciążeniu (27 kg) oraz wzroście nachylenia do 15%. Nieznaczne wydłużenie czasu kroku przy prędkości około 2 km/h oraz inklinacji około 16% zauważył Dewolf i wsp. (2018). Warto jednak podkreślić, że badane osoby nie były żołnierzami. Co więcej, w trakcie wykonania próby maszerowali bez dodatkowego obciążenia. Pozostali badacze również zwracają uwagę na dłuższy czas, potrzebny do wykonania kroku podczas marszu w górę (Leroux i wsp. 2002). Zebrane dane dla czasu kroku są ściśle zależne z jego długością i częstotliwością. Podobnie jak w przypadku kadencji, połączenie inklinacji 15% z obciążeniem zewnętrznym (27 kg) powodowało znaczące zmiany w czasie trwania całego cyklu.

Podwójne podparcie to parametr, którego udział w całym cyklu chodu wzrastał wraz ze wzrostem nachylenia, niezależnie od masy przenoszonego ładunku. Maksymalny wzrost wynosił nie więcej niż 1,5% i dotyczył różnic między nachyleniem 15%, a 0%. Podobne wyniki wśród zdrowych osób uzyskali Strutzenberger, Leutgeb i wsp. (2022) oraz Kimel-Naor i wsp. (2017), którzy podobnie jak w badaniach własnych zaobserwowali różnice wynoszące około 1-1,5%. Wśród żołnierzy, istotny wzrost podwójnego podparcia zauważyli Fellin i wsp. (2016), którzy zwiększenie tego parametru odnotowali dla marszu z obciążeniem 20 kg. Podobne rozbieżności zauważył (S. Han 2015). Co więcej, w jego badaniu zaobserwowano wzrost zakresu ruchu w stawach. Zwiększenie podwójnego podparcia w trakcie maszerowania pod górę może być podyktowane nie tylko koniecznością zwiększenia stabilności chodu ale także stanowić odpowiedź na kinematyczne zmiany w obrębie całego układu ruchu. W tym wypadku zmiany wśród operatorów były zbliżone do wyników innych naukowców. Może to oznaczać, że podwójne podparcie jest kluczowym parametrem, a jego zwiększenie jest konieczne w kontekście utrzymania efektywnego i stabilnego marszu.

Faza podparcia i faza wymachu to dwie współzależne fazy, których wydłużenie bądź skrócenie, bezpośrednio ze sobą oddziałuje. Wśród operatorów JWS zaobserwowano systematyczne zwiększanie fazy podparcia, kosztem fazy przenoszenia. Należy jednak zwrócić uwagę, że wielkość różnic nie przekraczała 1%. Porównywalne wyniki uzyskali (Alexander i Schwameder 2016a). W ich badaniach różnica dla marszu przy nachyleniu bieżni 10% wynosiła około 0,6%. Podobne zmiany zauważyli także Tulchin i wsp. (2010), którzy podkreślają, że wraz ze wzrostem czasu trwania fazy podparcia zwiększał się kąt zgięcia w stawie skokowym. Wysoce prawdopodobne jest, że zmianom tym towarzyszy również wzrost aktywności mięśni posturalnych (Mexi i wsp. 2023; Paul i wsp. 2016). W charakterystyce powyższych faz, nieodzowna wydaje się analiza poszczególnych podfaz podparcia stopy, które w znaczącym stopniu mogą regulować cykl chodu.

Pierwsza podfaza – obciążenie kończyny nieznacznie wzrastała, wraz ze wzrostem nachylenia bieżni. Co więcej, różnice dla poszczególnych inklinacji nie przekraczały 1%, niezależnie czy żołnierze maszerowali z dodatkowym oporządzeniem taktycznym, czy też nie. Należy jednak podkreślić, że nie wszystkie uzyskane wyniki wykazały istotność statystyczną. W badaniach Lay i wsp. (2006) marsz pod górę powodował odmienną dystrybucję sił reakcji podłoża oraz modyfikował kinematykę w poszczególnych segmentach ciała. Szczególnie interesujące jest, że siła hamująca ustępowała roli siły napędowej (Lay i wsp. 2006). W trakcie pierwszej podfazy wzrost siły kompresji w stawach zauważyli z kolei Alexander i Schwameder (2016a). W innej pracy Ci sami autorzy wskazali na konieczność zwiększonej aktywacji kluczowych partii mięśniowych, które odpowiadają za skuteczne odbicie i przejście do fazy wymachu (Alexander i Schwameder 2016b). Podobne wartości oraz kierunek zmian charakteryzował odciążenie kończyny. Alexander i Schwameder (2016a) podkreślają, że siły kompresji w stawach rosną zarówno w trakcie obciążenia kończyny jak i podczas odbicia. Tylko środkowa podfaza – pojedyncze podparcie uległo skróceniu przy większych nachyleniach. Podobnie jak w pozostałych podfazach różnice te nie przekraczały 1%. Konieczność większej stabilizacji w marszu pod górę oraz potrzeba wygenerowania większej siły, może być przyczyną wyżej scharakteryzowanej reorganizacji fazy podparcia wśród operatorów JWS.

5.2. Obciążenie zewnętrzne jako czynnik kształtujący strukturę czasowo-przestrzenną chodu

Obciążenie zewnętrzne stanowi kolejny istotny czynnik wpływający na sposób poruszania się żołnierzy (Mexi i wsp. 2023; Wang i Gillette 2017). W przeprowadzonej pracy znaczące zmiany odnotowano dla wszystkich analizowanych parametrów. Co więcej, adaptacja kinematyczna obserwowana była dla czterech badanych inklinacji (0%, 5%, 10%, 15%). Wyniki wskazują, że pomimo wysokiego poziomu wyszkolenia żołnierzy JWS, ciężkie oporządzenie taktyczne wymusza modyfikację struktury czasowo-przestrzennej chodu.

W badaniach własnych długość kroku zmniejszała się systematycznie wraz ze wzrostem obciążenia zewnętrznego. Różnice te były jednak stosunkowo niewielkie i porównywalne dla obu kończyn. Analizując pełny cykl, jego średnia długość zmniejszyła się nieco ponad 2 cm podczas marszu z oporządzeniem taktycznym o masie 27 kg. Warto jednak zauważyć, że różnice pogłębiały się przy większym nachyleniu bieżni. Dla tych samych warunków obciążenia oraz inklinacji 15%, skrócenie cyklu wynosiło nieznacznie powyżej 7 cm. Wyniki badań własnych potwierdzają inni autorzy (Springer i wsp. 2016; Fellin i wsp. 2016; Attwells i wsp. 2006; Demur i Demura 2010; Polcyn i wsp. 2002). Podobne różnice w długości cyklu zaobserwowali także Fellin i wsp. (2016), którzy przeprowadzili badania wśród żołnierzy, bezpośrednio po zakończeniu szkolenia wojskowego. W próbie chodu z wyposażeniem taktycznym o masie 20 kg, 40 kg oraz nachyleniu bieżni 6% największa obserwowana zmiana wynosiła 2,2%. Znacznie większe różnice dla długości kroku zaobserwowali Demur i Demura (2010), którzy odnotowali skrócenie kroku aż o 6,7%. Badaną grupę stanowili jednak mężczyźni niezwiązani ze środowiskiem wojskowym. Odmienne wyniki zaprezentowali z kolei Sessoms i wsp. (2020). Wśród żołnierzy piechoty morskiej nie stwierdzili znaczących zmian w strukturze czasowo-przestrzennej pod wpływem dodatkowego obciążenia. Autorzy zauważyli znaczący wzrost pionowej siły reakcji podłoża. Natomiast istotnych statystycznie różnic w długości kroku nie stwierdzili Schulze i wsp. (2014). W ich badaniach maksymalna wielkość obciążenia zewnętrznego wynosiła jednak około 19,5 kg, a prędkość marszu 3,2 km/h, co mogło mieć wpływ na uzyskane wyniki. Pomimo niższych wartości prędkości oraz masy sprzętu wojskowego zauważyli zwiększenie pochylenia tułowia oraz większy kąt zgięcia w stawie biodrowym. Nieznaczne różnice dla marszu z dodatkowym obciążeniem wojskowym stwierdzili Attwells i wsp. (2006), którzy zaobserwowali zmniejszenie długości kroku o 0,02–0,03 m wraz ze zwiększeniem obciążenia wojskowego. Co więcej, autorzy zauważyli większy kąt zgięcia kolana oraz biodra, przez co skrócenie kroku mogło być naturalnym mechanizmem pozwalającym na utrzymanie stabilności chodu (Attwells i wsp. 2006). Podobne adaptacje biomechaniczne zaobserwowali

inni naukowcy, którzy jednak nie odnotowali istotnych zmian dla długości kroku (Majumdar i wsp. 2010; Sessoms i wsp. 2020). Co więcej, w próbie chodu z obciążeniem taktycznym wynoszącym 45 kg Kasović, L. Štefan i wsp. (2020) nie zauważyli żadnych różnic w długości kroku wśród funkcjonariuszy jednostki specjalnej Policji.

Wraz ze skróceniem długości kroku, wśród operatorów JWS obserwowano istotny statystycznie wzrost szerokości kroku ($p < 0,01$). Największa odnotowana różnica wynosiła 1,25 cm. Warto podkreślić, że zmiana ta została zauważona dla inklinacji 10%. Znaczących różnic w badaniach bez dodatkowego nachylenia podłoża nie stwierdzili z kolei inni autorzy (Sessoms i wsp. 2020; Fellin i wsp. 2016; Kasović, L. Štefan i wsp. 2020). Rozbieżności w przedstawionych wynikach mogą być efektem zróżnicowanego wyposażenia badanych grup. Procedura badawcza Kasović, L. Štefan i wsp. (2020) nie uwzględniała plecaka wojskowego, który ma kluczowe znaczenie w kinematyce poruszania się żołnierza. Standardowy plecak noszony na plecach powoduje przesunięcia środka ciężkości w kierunku tylnym, co wymusza pochylenie tułowia w przód w celu zachowania równowagi (Safikhani i wsp. 2012). Zwiększenie szerokości kroku wśród operatorów, może wynikać z potrzeby większej stabilności chodu oraz zmian kinematycznych w poszczególnych segmentach aparatu ruchu.

Parametrem czasowym, który istotnie zwiększał swoją wartość w wyniku dodatkowego obciążenia zewnętrznego była kadencja. Wzrost częstotliwości kroków obserwowano przede wszystkim w próbach marszu z plecakiem (27 kg). Podobnie jak dla długości kroku, różnice stawały się bardziej wyraźne przy większych nachyleniach bieżni. W próbach przy zerowej inklinacji, pełne obciążenie zewnętrzne spowodowało wzrost kadencji o niespełna 2 kroki/min, a przy maksymalnym nachyleniu bieżni blisko o 5 kroków/min. Odmienne wyniki zaprezentowali Attwells i wsp. (2006), którzy w przeprowadzonych badaniach podkreślili, że w niektórych przypadkach kadencja może maleć lub wzrastać, w zależności od indywidualnych mechanizmów adaptacyjnych. Brak znaczących różnic pomiędzy częstotliwością kroku, a obciążeniem wojskowym wykazali Sessoms i wsp. (2020), Majumdar i wsp. (2010) i Kasović, L. Štefan i wsp. (2020). Z kolei w badaniach, w których grupę docelową stanowiły zdrowe dorosłe osoby zauważono spadek kadencji wraz ze wzrostem obciążenia Demur i Demura (2010). Przeciwny kierunek zmian mógł jednak wynikać z warunków testowych. Badania Demur i Demura (2010) zostały przeprowadzone z wykorzystaniem wkładek ciśnieniowych, co pozwalało uczestnikom badań swobodnie modyfikować prędkość marszu. Ponadto, brak doświadczenia związanego z przenoszeniem oporządzenia taktycznego, także mógł wpłynąć na uzyskane wyniki. Zbliżone badania zostały wykonane przez zespół badawczy Simpson i wsp. (2012). Autorzy wykazali znaczący spadek kadencji oraz prędkości chodu, podczas marszu z plecakiem ważącym 30% i 40% masy ciała uczestnika. Badana grupa musiała maszerować przez 8 km z wyżej wspomnianym obciążeniem. Czas trwania próby oraz jej odległość

mogły znacząco wpłynąć na poziom zmęczenia, co w konsekwencji skutkowało modyfikacją struktury kinematycznej chodu (Simpson i wsp. 2012). Wśród operatorów JWS wzrost kadencji, podobnie jak w przypadku inklinacji, wynikał z narzuconej prędkości biegni. Częstotliwość kroków żołnierzy jednostek wojsk specjalnych, stanowiła tym samym mechanizm adaptacyjny, który kompensował zmiany w innych parametrach czasowo-przestrzennych.

W odpowiedzi na zmieniającą się kadencję oraz długość kroku, obserwowano sukcesywne skracanie czasu trwania pojedynczego kroku wraz ze wzrostem obciążenia. Dodatkowo, różnice te pogłębiało stopniowe zwiększanie nachylenia biegni. W próbach chodu przy inklinacji 15%, różnica ta wynosiła około 20 ms, podczas gdy w próbie przy zerowym obciążeniu wartości te nie przekraczały 10 ms. Czas kroku wśród funkcjonariuszy policji w różnych warunkach obciążenia, zbadali także Kasović, L. Štefan i wsp. (2020). Nie zauważyli jednak istotnych statystycznie różnic dla omawianego parametru. W przeprowadzonych badaniach wykorzystali platformę ciśnieniową, w której uczestnicy poruszali się z własną, narzuconą przez siebie prędkością, co mogło powodować zmniejszenie prędkości marszu.

Podwójne podparcie to następny parametr, który pełnił funkcję mechanizmu regulującego cykl chodu. W tym wypadku obserwowane różnice były podobne niezależnie od poziomu inklinacji. W próbach marszu z kamizelką i hełmem wzrost ten oscylował w granicach 0,5%, a dla marszu z obciążeniem 27 kg osiągał wartości powyżej 3%. Inne wyniki przedstawili Majumdar i wsp. (2010), którzy nie zauważyli znaczących różnic nawet z obciążeniem 17,5 kg. Wspomnieć należy, że badania przeprowadzone zostały z wykorzystaniem 10-metrowej ścieżki, co umożliwiło chód z samodzielnie dobraną prędkością. Dodatkowo, pomiar został wykonany przy użyciu sześciu kamer o wysokiej rozdzielczości. Prędkość, metody pomiaru oraz wielkość maksymalnego obciążenia mogły potencjalnie wpłynąć na uzyskane wyniki badań. Z drugiej strony inne badania z wykorzystaniem podobnych metod pomiarowych, wśród zdrowych osób w wieku od 24 do 27 lat, wykazały wzrost fazy podwójnego podparcia w próbie chodu z masą plecaka 13,61 kg (Alamoudi i wsp. 2018). Podobny eksperyment z wykorzystaniem brytyjskiego sprzętu taktycznego przedstawili Birrell i Haslam (2009), którzy również zauważyli zwiększony udział podwójnego podparcia w całym cyklu. Można wnioskować, że tak jak w przypadku inklinacji tak i obciążenia zewnętrznego, podwójne podparcie to parametr, który szczególnie reorganizował strukturę czasowo-przestrzenną chodu operatorów JWS.

Wraz ze wzrostem masy oporządzenia taktycznego obserwowano skrócenie fazy wymachu, oraz wydłużenie fazy podparcia. Kamizelka oraz hełm zwiększały fazę podporu, nie więcej niż o 0,75%. Różnice były szczególnie istotne w przypadku obciążenia zewnętrznego o masie 27 kg. Niezależnie od nachylenia biegni, różnice wynosiły blisko 2%. Podobne interakcje zauważyli H. Park, Branson, Petrova i wsp.

(2013), którzy w próbie chodu o masie 18 kg zarejestrowali wzrost fazy podparcia o 1,57%. Co więcej, w badaniach uczestniczyły osoby niezwiązane z służbą wojskową ani zawodem wymagającym przenoszenia ciężkich ładunków. Z kolei, wśród żołnierzy zmian w fazie podparcia nie zauważył Brown i wsp. (2014). Co istotniejsze, nawet w próbie marszu z obciążeniem 40 kg, czas fazy podparcia pozostawał niezmienny. Autorzy zwrócili jednak uwagę na adaptacje układu ruchu, które obejmowały wzrost momentów sił we wszystkich stawach kończyn dolnych. Z drugiej strony powyższą zależność zaobserwowano wśród funkcjonariuszy policji (Kasović, Rožac i wsp. 2023). Należy podkreślić, że znaczące zmiany obserwowane były podczas marszu z obciążeniem 45 kg. Co więcej, było to policyjne oporządzenie taktyczne, które nie zawierało plecaka.

Zróźnicowanie dwóch głównych faz całego cyklu wymaga wnikliwej analizy poszczególnych podfaz, które znacząco zmieniały swoją wartość we wszystkich analizowanych warunkach testowych. W przeprowadzonych badaniach, procentowy udział obciążenia kończyny w całym cyklu zwiększał się wraz ze wzrostem masy oporządzenia taktycznego. Maksymalny wzrost zaobserwowano w próbie przy zerowej inklinacji bieżni, który wyniósł 1,85%. Warto zwrócić uwagę, że wartość była bliska wielkości, która charakteryzowała skrócenie całej fazy podparcia. Możliwe jest, że obciążenie kończyny pełni kluczowy mechanizm kompensacyjny, który odpowiada za amortyzację stopy podczas marszu z dodatkowym ciężarem Brown i wsp. (2014). Wcześniejsze badania podają, że w początkowej fazie podparcia momenty zgięcia w stawie kolanowym są istotnie większe podczas marszu z ciężkim plecakiem (Seay i wsp. 2014; Fellin i wsp. 2016). Może być to związane z potrzebą większej absorpcji wstrząsów przez stopę. Inni autorzy wskazują, że większym momentom zgięcia w poszczególnych stawach towarzyszył wzrost kąta zgięcia w stawie biodrowym i kolanowym (Qu i Yeo 2011). Możliwe, że zjawisko to stanowi naturalne następstwo zmiany układu sił działających na aparat ruchu oraz próbę zwiększenia stabilności chodu wśród żołnierzy jednostek specjalnych.

Pojedyncze podparcie wykazywało odwrotny kierunek zmian w stosunku do obciążenia kończyny. Co więcej, wielkość różnic była podobna jak w przypadku pierwszej podfazy, a w niektórych przypadkach wyniosła nawet 2%. Natomiast sprzeczne wyniki badań przedstawili Majumdar i wsp. (2010), którzy zauważyli istotny statystycznie wzrost wspomnianej podfazy. Mogło to być jednak rezultatem indywidualnie dobieranej prędkości chodu. Eksperyment z możliwością marszu z indywidualnie wybraną prędkością przeprowadzili również Kasović, Rožac i wsp. (2023). Co istotniejsze, autorzy nie zauważyli zmian w środkowej części fazy podporu.

Ostatnia podfaza podparcia stopy charakteryzowała się podobnym udziałem w całym cyklu chodu jak obciążenie kończyny. Co istotniejsze, trend zmian oraz ich wielkość były zbliżone, niezależnie od wartości nachylenia bieżni. Wśród osób

posiadających doświadczenie w noszeniu oporządzenia taktycznego brak istotnych zależności dla omawianej podfazy stwierdzili inni badacze (Kasović, Rožac i wsp. 2023; Majumdar i wsp. 2010). Ponadto Seay i wsp. (2014) zwrócili uwagę, że wzrost momentu zgięcia biodra obserwowany był nie tylko w fazie obciążenia kończyny, ale także jej odciążenia. Zaobserwowany wśród operatorów zbliżony wzrost pierwszej i trzeciej podfazy oraz zgodny kierunek zmian podkreśla potrzebę amortyzacji aparatu ruchu oraz konieczność silniejszego odbicia w celu przemieszczenia ciała. Zmiana proporcji czasu trwania poszczególnych podfaz może stanowić mechanizm adaptacyjny żołnierzy, który minimalizuje ryzyko urazu. Skrócenie pojedynczego podparcia mogło być związane z prędkością próby, która wymuszała jednakowe tempo marszu. Konieczność wydłużenia pierwszej i trzeciej podfazy, skutkowałą skróceniem środkowego podparcia.

5.3. Asymetria chodu wśród operatorów

W przeprowadzonej pracy dokonano analizy parametrów bilateralnych, dla których obliczono wskaźnik symetrii Robinsona. Wyniki wskaźnika na ogół mieściły się w zakresie od -0,8% do 0,8%. Ponadto masa obciążenia zewnętrznego oraz inklinacja nie wpływały znacząco na symetrię chodu. Obliczony wskaźnik prezentował zbliżoną wartość, niezależnie od warunków testowych. Zdecydowanie większą wartość tego samego wskaźnika przedstawił Xie i Chien (2024). Dla marszu pod górę, współczynnik ten oscylowało w granicach 2-3%. W dodatku, dysproporcje zwiększały się wraz ze wzrostem nachylenia. Należy jednak podkreślić, że grupę badawczą stanowiły osoby zdrowe, nieposiadające schorzeń neurologicznych oraz niezwiązane z służbą wojskową. W badaniach Kaczmarczyk i wsp. (2017), w grupie 60 zdrowych mężczyzn, średnia wartość wskaźnika Robinsona mieściła się w przedziale od 2,1% do 12,3%. Należy jednak zauważyć, że analizowane parametry dotyczyły sił reakcji podłoża, a nie parametrów kinematycznych. Niemniej jednak, autorzy podkreślają, że największą asymetrię uzyskano dla sił hamowania (12,3%). W odniesieniu do parametrów czasowo-przestrzennych, wskaźnik Robinsona został obliczony przez Błażkiewicz i wsp. (2014) wśród 58 osób. Co istotniejsze, autorzy największą asymetrię zauważyli także dla podfazy obciążenia kończyny (9,73%). Nawiązując do badań własnych, wielkość odchylenia standardowego dla podfazy obciążenia kończyny była największa z pośród wszystkich parametrów i oscylowała w granicach 5%. W badaniach Błażkiewicz i wsp. (2014), wielkość SI dla pozostałych parametrów (długość kroku, czas kroku, faza przenoszenia) wynosiła od 2,38% do 8,08%. Czas wymachu zbadali również Kimel-Naor i wsp. (2017). W badaniu autorzy uwzględnili trzy poziomy inklinacji (-10°, 0°, 10°), dla których obliczyli wskaźnik asymetrii (GA). Ponadto, w badaniu zaobserwowali asymetrię od 2,4% dla ujemnej inklinacji do 4,8%

dla nachylenia 10%. Nieznaczny wzrost asymetrii dla wymienionych gradientów, okazał się jednak nieistotny statystycznie. Należy zwrócić jednak uwagę, że protokół badań obejmował udział kobiet jak i mężczyzn, a bieżnia umożliwiała indywidualne dostosowanie prędkości marszu (Kimmel-Naor i wsp. 2017).

Analizę asymetrii dokonano także, oceniając zmiany SI w zależności od wzrostu obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji. Przeprowadzony test Friedmana oraz analiza post-hoc nie wykazała znaczących rozbieżności dla analizowanych zmiennych, z wyjątkiem długości kroku. Istotne statystycznie różnice, obserwowano w próbach z kamizelką i hełmem ($p < 0,05$, $W = 0,09$), podczas marszu przy nachyleniu 10% i 15%. Podobną procedurę badawczą zastosowali A. Štefan i wsp. (2024). Co więcej, autorzy zbadali 845 policjantów, których zadaniem był marsz bez dodatkowego obciążenia oraz z obciążeniem policyjnym o masie 3,5 kg. Wartość indeksu Robinsona dla uzyskanych wyników mieściła się w przedziale od $-0,16\%$ do $0,82\%$ w próbie bez oporządzenia taktycznego oraz $-0,25\%$ do $1,04\%$ podczas marszu z oporządzeniem taktycznym (3,5 kg). Mimo niewielkich wartości wskaźnika, jego istotny statystycznie wzrost odnotowano dla takich parametrów jak: faza wymachu, faza podporu, czasu kroku, obciążenia kończyny i odciążenia kończyny. W przeciwieństwie do badań własnych, A. Štefan i wsp. (2024) nie zauważyli znaczących różnic dla długości kroku. W innych badaniach autorstwa Kasović, A. Štefan i wsp. (2024), także zauważono nieznaczne różnice wskaźnika asymetrii wśród policjantów z obciążeniem 3,5 kg. W tym wypadku, analizie poddane zostały siły reakcji podłoża w fazie podparcia stopy. Znaczące różnice w asymetrii, dla wszystkich trzech części stopy (tylna, środkowa, przednia), zaobserwowano przy wzroście obciążenia do 3,5 kg ($p < 0,001$). W odróżnieniu do przytoczonych badań, znaczących różnic w kinematyce kończyn dolnych nie dostrzegli Majumdar i wsp. (2010). Autorzy nie podają jednak wartości liczbowych oraz nie prezentują wyników przy pomocy dostępnych wskaźników symetrii. Szczegółową analizę w dystrybucji obciążenia lewej i prawej kończyny przeprowadzili H. Park, Branson, Kim i wsp. (2014). Autorzy znaczące różnice zaobserwowali w trakcie marszu z obciążeniem 18 kg i 27 kg, zwłaszcza z oporządzeniem taktycznym o asymetrycznym rozkładzie ciężaru. Podobnie jednak jak w badaniach Majumdar i wsp. (2010), wyniki nie zostały zaprezentowane przy pomocy dostępnych wskaźników symetrii.

Wskaźnik symetrii Robinsona dla parametrów czasowo-przestrzennych u żołnierzy JWS, był wyraźnie niższy w porównaniu z wynikami osób niezwiązanych z służbą wojskową (Kimmel-Naor i wsp. 2017; Błażkiewicz i wsp. 2014; Kaczmarczyk i wsp. 2017). Doświadczenie militarne w kontekście przenoszenia ciężkich ładunków, zdają się potwierdzać badania Kasović, A. Štefan i wsp. (2024) i A. Štefan i wsp. (2024), którzy również zaobserwowali niewielkie różnice wspomnianego powyżej wskaźnika symetrii. Co więcej wielkość asymetrii chodu wśród policjantów była zbliżona do war-

tości operatorów JWS. Warto dodać, że w strukturze czasowo-przestrzennej chodu operatorów JWS, nawet połączenie inklinacji z obciążeniem zewnętrznym, nie prowadziło do istotnych zmian SI, z wyjątkiem długości kroku.

5.4. Inklinacja i obciążenie zewnętrzne jako czynniki ryzyka urazów

Kontuzje kończyn dolnych stanowią najczęściej spotykane urazy wśród żołnierzy, które niejednokrotnie wynikają z treningu wojskowego oraz zwiększonych obciążeń, oddziałujących na mięśnie, kości i stawy (Jennings i wsp. 2008). Adaptacja układu ruchu stanowi kluczowy aspekt w kontekście minimalizowania obciążeń kinetycznych wynikających z przenoszenia oporządzenia taktycznego (Brown i wsp. 2014). Dotychczasowe badania wskazują, że parametry czasowo-przestrzenne tworzą interakcje z kinematyką poszczególnych segmentów ciała. Co ważniejsze, zarówno nadmierna kompensacja jak i jej brak, może powodować problemy z adaptacją kinematyczną, a tym samym zwiększać ryzyko kontuzji (A. Morrison i wsp. 2019).

W badaniach własnych zaobserwowano zmiany istotne statystycznie, dla większości analizowanych parametrów. Fox i wsp. (2020) podkreślają, że modulacja częstotliwością oraz długością kroku, zmniejsza oddziaływanie siły reakcji podłoża. Podczas długotrwałych marszów, strategia ta minimalizuje ryzyko wystąpienia urazów przeciążeniowych, które wynikają z nadmiernego zmęczenia mięśni kończyn dolnych (Attwells i wsp. 2006). Parametrami, które najlepiej ilustrują mechanizmy adaptacyjne, wśród operatorów był procentowy udział poszczególnych faz w całym cyklu chodu. Wzrost fazy podparcia wynikał z potrzeby zwiększonej amortyzacji oraz stabilizacji kroku podczas lądowania. Analizując wyniki badań własnych oraz innych autorów (Attwells i wsp. 2006; Brown i wsp. 2014; Springer i wsp. 2016), wydaje się, że to właśnie faza podparcia, a właściwie jej podfazy odgrywają kluczową rolę w redukowaniu obciążeń, a tym samym minimalizowaniu ryzyka urazów. Springer i wsp. (2016) zidentyfikowali czas trwania obciążenia kończyny ($< 12,15\%$ cyklu chodu) jako silny predyktor urazów przeciążeniowych, szczególnie w kontekście stawu kolanowego oraz skokowego. Wśród operatorów, czas obciążenia kończyny regularnie wzrastał, co może wskazywać na wysokie umiejętności adaptacyjne badanej grupy. W badaniach Springer i wsp. (2016) czas fazy obciążenia był znaczącym predyktorem urazów, osiągając czułość na poziomie 83% i swoistość 67%. Ten sam parametr był również predyktorem urazów w obrębie stopy, choć z niższymi wskaźnikami czułości: 67% i swoistości 64%.

Kluczowym aspektem w kontekście urazowości może być zmienność kroku, która sugeruje zmniejszoną stabilność podczas marszu (Nesterovica i wsp. 2022). Na podstawie wyników regresji krokowej, Springer i wsp. (2016) dowodzą, że zmienność

czasu kroku była drugim najważniejszym predyktorem urazów kończyn dolnych. W badaniach własnych odchylenie standardowe było zbliżone we wszystkich badanych parametrach, niezależnie od wartości inklinacji oraz obciążenia zewnętrznego. Należy jednak podkreślić, że eksperyment Springer i wsp. (2016) przeprowadzono z udziałem nowo zrekrutowanych żołnierzy, nie posiadających doświadczenia wojskowego. Różnice pomiędzy obiema grupami, wskazują na wysoki poziom wyszkolenia i przygotowania motorycznego operatorów. Kluczowe znaczenie dla wyników operatorów mógł mieć staż służby oraz wieloletnie doświadczenie. Paśko i wsp. (2022) podkreślają wysokie przygotowanie psychofizyczne i psychomotoryczne operatorów JWS. Ponadto autorzy zwracają uwagę na długotrwały i wymagający proces szkolenia, który muszą przejść wszyscy operatorzy przed przystąpieniem do służby wojskowej w oddziałach JWS.

Znaczenie szkolenia wojskowego oraz czas stażu, mogą potwierdzać badania Molloy i wsp. (2020), które dowodzą, że w pierwszym okresie służby, ryzyko urazów przeciążeniowych jest wyraźnie większe. W badaniach Springer i wsp. (2016), wśród 76 nowo zrekrutowanych żołnierzy, 24 osoby (31,6%) doznało kontuzji przeciążeniowych w trakcie pierwszego roku szkolenia. Należy podkreślić, że przed przystąpieniem do służby, były to osoby w pełni sprawne, w wieku od 18 do 22 lat. Co więcej, Springer i wsp. (2016) dostrzegli asymetrię długości kroku wśród rekrutów na poziomie $3,45 \pm 2,72$. Wracając do badań własnych, należy podkreślić, że średnia wieku operatorów wynosiła 34,94 lat. W badaniach Paśko i wsp. (2022), średni wiek kandydatów na operatorów JWS wynosił z kolei $30,06 \pm 2,87$. Wyniki badań własnych oraz innych autorów sugerują, że osoby starsze, z doświadczeniem militarnym cechują się większą stabilnością chodu, co w znaczący sposób może zmniejszać ryzyko kontuzji.

Wysoki poziom zdolności adaptacyjnych, wydaje się potwierdzać niski wskaźnik symetrii, który nie przekraczał 1%. Wartości normatywne dla parametrów czasowo-przestrzennych zostały przedstawione przez Błażkiewicz i wsp. (2014), którzy wskazują, że niski wskaźnik asymetrii dla długości kroku, wynosi poniżej 0,81%. Warto podkreślić, że była to najniższa wartość normatywna, przedstawiona przez powyższy zespół badawczy. Przykładowo, dla obciążenia kończyny wartość normatywna SI wynosiła 3,85%. W odniesieniu do sił reakcji podłoża, nieznacznie wyższe wartości normatywne przedstawili Kaczmarczyk i wsp. (2017). Badacze sugerują, że wyniki indeksu Robinsona poniżej 2,1% świadczą o wysokiej symetrii chodu.

5.5. Ograniczenia przeprowadzonych badań

W badaniach zastosowano obuwie sportowe, które wyraźnie różni się od butów wojskowych. Dotychczasowe badania wykazały, że konstrukcja obuwia może zmieniać kinematykę chodu żołnierzy (Cikajlo i Matjačić 2007). Kolejnym aspektem, który nie został zbadany jest przemieszczanie się żołnierzy z indywidualną bronią długolufową. Pomimo stosowania systemów nośnych, umożliwiających swobodne przenoszenie karabinków szturmowych, zostały one zaprojektowane do używania przez obie kończyny górne (Piekart i Chałupka 2014). W konsekwencji, niektóre działania operacyjne wymagające trzymania karabinka obiema rękami, może zaburzać biomechanikę chodu żołnierzy.

Kolejnym ograniczeniem była wielkość obciążenia zewnętrznego. Należy zwrócić uwagę, że może się ono różnić w zależności od zajmowanego stanowiska i niejednokrotnie przekraczać 27 kg (Birrell, Hooper i wsp. 2007). Pomijając masę samego oporządzenia, kluczowa może być jego konstrukcja i rozmieszczenie (Safikhani i wsp. 2012). W przeprowadzonych badaniach wykorzystano hełm oraz kamizelkę taktyczną o symetrycznym rozkładzie obciążenia. Wspomniane elementy są podstawowym wyposażeniem żołnierza i względnie jednakowe wobec wszystkich żołnierzy sił zbrojnych RP. Warto jednak podkreślić, że żołnierze o różnych specjalizacjach mogą wykorzystywać indywidualne wyposażenie bojowe, które cechuje się większą masą i gabarytami.

Zastosowanie w badaniu zmechanizowanej bieżni o stałej prędkości chodu, także mogło stanowić ograniczenie dla uzyskanych wyników. Zorganizowany marsz wojskowy, uniemożliwia jednak poruszanie się z prędkością indywidualną. Żołnierze w trakcie przemieszczania, muszą działać zespołowo i dostosować prędkość marszu do tempa grupy.

5.6. Podsumowanie i implikacje praktyczne

Przeprowadzone badania wykazały, że zarówno masa oporządzenia taktycznego, jak i inklinacja modyfikowały strukturę czasowo-przestrzenną chodu operatorów JWS. Obciążenie zewnętrzne (hełm, kamizelka taktyczna oraz plecak wojskowy) zmieniało sposób poruszania się żołnierzy w większym stopniu niż nachylenie bieżni. Różnice spowodowane masą ekwipunku osiągały wartości dwu-, a nawet trzykrotnie większe w porównaniu do inklinacji podłoża. Zauważyć należy, że jednoczesne oddziaływanie obu czynników intensyfikowało zmiany w badanych parametrach. Zależność tę potwierdza między innymi długość kroku, która w próbach przy nachyleniu bieżni 15° i obciążeniu 27 kg była wyraźnie krótsza w porównaniu do pozostałych warunków testowych.

Istotnym elementem oceny efektywności chodu wśród operatorów JWS była analiza jego asymetrii. W tym celu dla parametrów bilateralnych obliczono współczynnik symetrii Robinsona, który ilustruje procentową różnicę między kończyną dominującą a ustępującą. Wartość współczynnika była niewielka i mieściła się w przedziale od -1% do 1%, co sugeruje wysoki poziom przygotowania motorycznego badanej grupy. Co więcej, analiza statystyczna nie wykazała istotnych różnic dla SI w żadnym z badanych parametrów, z wyjątkiem długości kroku. Wskazuje to na wysoki poziom umiejętności adaptacyjnych, pozwalających na utrzymanie względnej symetrii kroku, niezależnie od warunków inklinacji i obciążenia zewnętrznego. Należy jednak zwrócić uwagę, że w niektórych parametrach wartość SI była zawsze ujemna lub zawsze dodatnia, co sugeruje dominację jednej kończyny nad drugą. Dodatnie wartości SI dla fazy podparcia i podfazy pojedynczego podparcia oraz ujemne dla fazy przenoszenia i czasu kroku podkreślają wiodącą rolę kończyny dominującej w stabilizacji dynamicznej chodu.

Zaobserwowane zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej chodu mogą zwiększać ryzyko urazów przeciążeniowych wśród operatorów. Nawet niewielkie modyfikacje biomechaniczne mogą spowodować zwiększenie wydatku energetycznego, co w konsekwencji może prowadzić do kontuzji wśród żołnierzy. Stopniowe zwiększanie obciążenia w trakcie szkolenia wojskowego wydaje się kluczowym aspektem w kontekście minimalizowania ryzyka urazów przeciążeniowych układu mięśniowo-szkieletowego. Co więcej, treningi z wykorzystaniem różnego nachylenia podłoża mogłyby zwiększyć efektywność mechanizmów adaptacyjnych podczas wykonywania działań operacyjnych. Kolejnym działaniem, które mogłoby znacząco obniżyć ryzyko kontuzji wśród operatorów, jest wprowadzenie ćwiczeń mających na celu zwiększenie poziomu siły oraz wytrzymałości kluczowych partii mięśniowych odpowiedzialnych za lokomocję. Wzmocnienie układu mięśniowego stanowiłoby tym samym mechanizm prewencyjny, mający na celu zapobieganie urazom przeciążeniowym. Ponadto trening motoryczny żołnierzy powinien obejmować ćwiczenia ukierunkowane na poprawę stabilizacji centralnej, w tym także ćwiczenia asymetryczne. Zmniejszenie dysproporcji między obiema kończynami mogłoby skutecznie minimalizować asymetrię chodu oraz zapobiegać jej występowaniu. Jest to szczególnie istotne w kontekście równomiernego obciążania obu kończyn, co w efekcie zmniejsza ryzyko urazów przeciążeniowych.

6. Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań oraz uzyskanych wyników, sformułowano następujące wnioski:

- Obciążenie zewnętrzne oraz inklinacja znacząco wpływa na strukturę czasowo-przestrzenną chodu operatorów JWS. Wraz ze wzrostem masy oporządzenia taktycznego oraz nachylenia bieżni, zaobserwowano zmiany we wszystkich analizowanych parametrach. Umiejętność szybkiego dostosowania się do warunków testowych, świadczy o wysokim poziomie zdolności koordynacyjnych oraz sprawnych mechanizmach adaptacyjnych.
- Obciążenie zewnętrzne w większym stopniu odpowiada za zmiany w strukturze czasowo-przestrzennej chodu operatorów JWS. Masa oporządzenia taktycznego powodowała średnio dwu- i trzykrotnie większe różnice, w stosunku do nachylenia bieżni. Sugeruje to, że podstawowe wyposażenie operatorów w większym stopniu obciąża aparat ruchu.
- Masa oporządzenia taktycznego prowadzi do skrócenia kroku oraz wydłużenia fazy podparcia. Zmiany te wskazują na potrzebę większej stabilizacji podczas marszu z dodatkowym obciążeniem. Wydłużenie podfazy obciążenia oraz odciążenia kończyny, może pełnić rolę mechanizmu adaptacyjnego, który absorbuje wstrząsy i pozwala wygenerować większą siłę podczas odbicia.
- Większe wartości nachylenia oraz obciążenia zewnętrznego, intensyfikują różnice w parametrach czasowo – przestrzennych chodu. Efekt ten był szczególnie widoczny dla długości kroku, czasu kroku, podwójnego podparcia oraz kadencji. Strategia ta może obniżyć ryzyko wystąpienia urazów przeciążeniowych, po przez zmniejszenie szczytowych sił reakcji podłoża, redukcję kosztów energetycznych oraz zwiększenie stabilności marszu.
- Wśród operatorów JWS występuje niewielka asymetria parametrów bilateralnych chodu, która jest względnie stabilna i niezależna od warunków inklinacji oraz obciążenia zewnętrznego. Niska wartość wskaźnika symetrii, wskazuje na ponadprzeciętne przygotowanie motoryczne oraz wysoki poziom zdolności adaptacyjnych aparatu ruchu.

Streszczenie

Uniwersytet Rzeszowski
Collegium Medicum
Wydział Nauk o Kulturze Fizycznej

15.02.2025 r.

Wpływ inklinacji i obciążenia zewnętrznego na parametry czasowo-przestrzenne chodu Operatorów Wojsk Specjalnych

Autor: mgr Patryk Marszałek

Promotor: dr hab. inż. Krzysztof Przednowek, prof. UR

Promotor pomocniczy: dr Maciej Śliż

Słowa klucze: chód, wojska specjalne, obciążenie zewnętrzne, inklinacja

Celem pracy było określenie wpływu obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji podłoża na parametry czasowo-przestrzenne chodu operatorów jednostek wojsk specjalnych. Dodatkowo oceniono asymetrię chodu pomiędzy kończyną dominującą a ustępującą.

W badaniu udział wzięło 50 czynnych operatorów jednostek wojsk specjalnych. Badanie przeprowadzono przy użyciu specjalistycznej bieżni h/p/cosmos gaitway, która umożliwiła pomiar parametrów czasowo-przestrzennych z podziałem na parametry unilateralne i bilateralne. Procedura badawcza obejmowała chód żołnierzy w trzech wariantach obciążenia zewnętrznego (0 kg, 7 kg, 27 kg) oraz czterech warunkach inklinacji (0%, 5%, 10%, 15%). Asymetria dla obu kończyn została oceniona przy pomocy współczynnika symetrii Robinsona.

Przeprowadzona analiza wykazała zmiany istotne statystycznie dla większości analizowanych parametrów. Kluczowe modyfikacje dotyczyły czasu trwania poszczególnych faz chodu. Wraz ze wzrostem obciążenia i nachylenia obserwowano systematyczny wzrost fazy podparcia oraz skrócenie fazy przenoszenia. Czas trwania podfazy obciążenia i odciążenia kończyny regularnie wzrastał, co jest odpowiedzią na potrzebę większej stabilizacji i amortyzacji. Wartość współczynnika symetrii pozostawała podobna we wszystkich analizowanych przypadkach, a jego wielkość nie przekraczała 1%. Podsumowując, niska wartość współczynnika symetrii oraz zmiany w fazie podparcia wskazują na wysoki poziom zdolności adaptacyjnych operatorów wojsk specjalnych.

Abstract

University of Rzeszów
Collegium Medicum
Faculty of Physical Culture Sciences

February 15, 2025

The impact of inclination and external load on the spatiotemporal gait parameters of Special Forces Operators

Author: MSc Patryk Marszałek

Supervisor: Prof. Krzysztof Przednowek

Associate supervisor: PhD Maciej Śliż

Keywords: gait, special forces, external load, inclination

The aim of the study was to determine the impact of external load and ground inclination on the spatiotemporal parameters of the gait of special forces operators. Additionally, gait asymmetry between the dominant and non-dominant limbs was assessed.

The study involved 50 active special forces operators. The research was conducted using a specialized h/p/cosmos gaitway treadmill, which enabled the measurement of spatiotemporal parameters divided into unilateral and bilateral parameters. The research procedure included the soldiers' gait under three external load conditions (0 kg, 7 kg, 27 kg) and four inclination conditions (0%, 5%, 10%, 15%). Asymmetry for both limbs was assessed using the Robinson symmetry index.

The analysis showed statistically significant changes for most of the analyzed parameters. Key modifications concerned the duration of individual gait phases. With the increase in load and inclination, a systematic increase in the stance phase and a shortening of the swing phase were observed. The duration of the load response and pre-swing subphases of the limb regularly increased, which is a response to the need for greater stabilization and shock absorption. The value of the symmetry index remained similar in all analyzed cases, not exceeding 1%. In summary, the low value of the symmetry index and changes in the stance phase indicate a high level of adaptive abilities of special forces operators.

9. Piśmiennictwo

- Abbass, S. J. i Abdulrahman, G. (2013). „Kinematic analysis of human gait cycle”. W: *Al-Nahrain Journal for Engineering Sciences* 16.2, s. 208–222.
- Abt, J. P., Sell, T. C., Lovalekar, M. T., Keenan, K. A., Bozich, A. J., Morgan, J. S., Kane, S. F., Benson, P. J. i Lephart, S. M. (2014). „Injury epidemiology of US Army special operations forces”. W: *Military medicine* 179.10, s. 1106–1112.
- Abu-Faraj, Z. O., Harris, G. F., Smith, P. A. i Hassani, S. (2015). „Human gait and clinical movement analysis”. W: *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, s. 1–34.
- Aina, F. (2023). „Phantom operators”: special operations forces and asymmetric warfare in Northern Nigeria.” W: *Defence Studies* 23.2, s. 177–197.
- Alamoudi, M., Travascio, F., Onar-Thomas, A., Eltoukhy, M. i Asfour, S. (2018). „The effects of different carrying methods on locomotion stability, gait spatio-temporal parameters and spinal stresses”. W: *International Journal of Industrial Ergonomics* 67, s. 81–88.
- Alexander, N. i Schwameder, H. (2016a). „Lower limb joint forces during walking on the level and slopes at different inclinations”. W: *Gait & posture* 45, s. 137–142.
- (2016b). „Effect of sloped walking on lower limb muscle forces”. W: *Gait & posture* 47, s. 62–67.
- Andersen, K. A., Grimshaw, P. N., Kelso, R. M. i Bentley, D. J. (2016). „Musculoskeletal lower limb injury risk in army populations”. W: *Sports medicine-open* 2, s. 1–9.
- Anderson, G. S., Litzenberger, R. i Plecas, D. (2002). „Physical evidence of police officer stress”. W: *Policing: an international journal of police strategies & management* 25.2, s. 399–420.
- Aqueveque, P., Germany, E., Osorio, R. i Pastene, F. (2020). „Gait segmentation method using a plantar pressure measurement system with custom-made capacitive sensors”. W: *Sensors* 20.3, s. 656.
- Aranda MC USA, M., Poloni MC USA, D., Coffin MC USA, E. i Hendren MC USA, B. (2021). „Profiles after acute traumatic injury: the non-battle injury impact on readiness at a single military treatment facility”. W: *Military medicine* 186.5-6, s. 565–570.

- Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H. i Mansfield, N. J. (2006). „Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait”. W: *Ergonomics* 49.14, s. 1527–1537.
- Baker, R. (2006). „Gait analysis methods in rehabilitation”. W: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 3, s. 1–10.
- (2007). „The history of gait analysis before the advent of modern computers”. W: *Gait & posture* 26.3, s. 331–342.
- Bal, A. (2020). „Wsparcie działań bojowych JW GROM”. W: *Bezpieczeństwo. Teoria i Praktyka* 39.2, s. 89–110.
- Beauchet, O., Allali, G., Sekhon, H., Verghese, J., Guilain, S., Steinmetz, J.-P., Kressig, R. W., Barden, J. M., Szturm, T., Launay, C. P. i wsp. (2017). „Guidelines for assessment of gait and reference values for spatiotemporal gait parameters in older adults: the biomathics and Canadian gait consortiums initiative”. W: *Frontiers in human neuroscience* 11, s. 353.
- Bielecka, J. i Nowacki, G. (2017). „Służby specjalne w zwalczaniu zagrożeń terrorystycznych w Polsce i na świecie”. W: *Autobusy: technika, eksploatacja, systemy transportowe* 18.
- Birrell, S. A. i Haslam, R. A. (2009). „The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and spatiotemporal parameters”. W: *Ergonomics* 52.10, s. 1298–1304.
- Birrell, S. A., Hooper, R. H. i Haslam, R. A. (2007). „The effect of military load carriage on ground reaction forces”. W: *Gait & posture* 26.4, s. 611–614.
- Błażkiewicz, M., Wiszomirska, I. i Wit, A. (2014). „Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait”. W: *Acta of bioengineering and biomechanics* 16.1.
- Bode, V. G., Frykman, P. N., Smith, N. I., Fellin, R. E. i Seay, J. F. (2021). „Spatiotemporal and kinematic comparisons between anthropometrically paired male and female soldiers while walking with heavy loads”. W: *Military Medicine* 186.3-4, s. 387–392.
- Boffey, D., Harat, I., Gepner, Y., Frosti, C. L., Funk, S. i Hoffman, J. R. (2019). „The physiology and biomechanics of load carriage performance”. W: *Military medicine* 184.1-2, e83–e90.
- Brochwicz, W. (2020). „Sławomir Petelicki—rola i znaczenie dla powstania i budowy Formacji Specjalnej GROM oraz późniejszego funkcjonowania JW GROM”. W: *Bezpieczeństwo. Teoria i Praktyka* 39.2, s. 287–291.
- Brown, T., O'Donovan, M., Hasselquist, L., Corner, B. i Schiffman, J. (2014). „Body borne loads impact walk-to-run and running biomechanics”. W: *Gait & posture* 40.1, s. 237–242.

- Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., McGinley, J. L. i Srikanth, V. K. (2010). „Ageing and gait variability—a population-based study of older people”. W: *Age and ageing* 39.2, s. 191–197.
- Carlson, M. J. i Jaenen, S. P. (2012). „The development of a preselection physical fitness training program for Canadian Special Operations Regiment applicants”. W: *The Journal of Strength & Conditioning Research* 26, S2–S14.
- Castano, C. (2019). „Fluctuations in walking speeds and spatiotemporal gait parameters when walking on a self-paced treadmill at level, incline, and decline slopes”. W: *University of Central Florida*, s. 14–18.
- Chiou, S. S., Bhattacharya, A., Lai, C.-F. i Succop, P. A. (2003). „Effects of environmental and job-task factors on workers’ gait characteristics on slippery surfaces”. W: *Occupational Ergonomics* 3.4, s. 209–223.
- Chwała, W., Serafin, W. i Marchewka, A. (2007). „Biomechaniczna analiza zaburzeń chodu u osoby poddanej alloplastyce stawu biodrowego”. W: *Fizjoter. Pol* 2.4, s. 185–197.
- Cikajlo, I. i Matjačić, Z. (2007). „The influence of boot stiffness on gait kinematics and kinetics during stance phase”. W: *Ergonomics* 50.12, s. 2171–2182.
- Cleveland, C. T., Linder, J. B. i Dempsey, R. (2016). „Special Operations Doctrine”. W: *Prism* 6.3, s. 4–19.
- Cohen, J. A., Verghese, J. i Zwerling, J. L. (2016). „Cognition and gait in older people”. W: *Maturitas* 93, s. 73–77.
- Cooper, A. D., Warner, S. G., Rivera, A. C., Rull, R. P., Adler, A. B., Faix, D. J., Neff, R., Deagle, E. A., Caserta, R. J., LeardMann, C. A. i wsp. (2020). „Mental health, physical health, and health-related behaviors of US Army Special Forces”. W: *Plos one* 15.6, e0233560.
- Cornish, B. F., Van Ooteghem, K., Wong, M., Weber, K. S., Pieruccini-Faria, F., Montero-Odasso, M. i McIlroy, W. E. (2024). „Evaluation of a finite state machine algorithm to measure stepping with ankle accelerometry: Performance across a range of gait speeds, tasks, and individual walking ability”. W: *Medical Engineering & Physics* 133, s. 104251.
- Daly, J., Nethery, J., McCabe, J., Brenner, I., Rogers, J., Gansen, J., Butler, K., Burdsall, R., Roenigk, K. i Holcomb, J. (2009). „Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT): a measure of coordinated gait components”. W: *Journal of neuroscience methods* 178.2, s. 334–339.
- Damit, D. F. P., Senanayake, S. A., Malik, O. A. i Pg Tuah, P. N. bin (2017). „Instrumented measurement analysis system for soldiers’ load carriage movement using 3-D kinematics and spatio-temporal features”. W: *Measurement* 95, s. 230–238.

- Dar, G., Saposhnik, A., Finestone, A. S. i Ayalon, M. (2023). „The Effect of Load Carrying on Gait Kinetic and Kinematic Variables in Soldiers with Patellofemoral Pain Syndrome”. W: *Applied Sciences* 13.4, s. 2264.
- Demur, T. i Demura, S.-i. (2010). „Relationship among gait parameters while walking with varying loads”. W: *Journal of physiological anthropology* 29.1, s. 29–34.
- Dewig, D. R., Johnston, C. D., Pietrosimone, B. i Blackburn, J. T. (2021). „Long-term gait biomechanics in level, uphill, and downhill conditions following anterior cruciate ligament reconstruction”. W: *Clinical Biomechanics* 84, s. 105345.
- Dewolf, A. H., Ivanenko, Y., Zelik, K. E., Lacquaniti, F. i Willems, P. A. (2018). „Kinematic patterns while walking on a slope at different speeds”. W: *Journal of Applied Physiology* 125.2, s. 642–653.
- Di Gregorio, R. i Vocenas, L. (2021). „Identification of gait-cycle phases for prosthesis control”. W: *Biomimetics* 6.2, s. 22.
- Donisi, L., Coccia, A., Amitrano, F., Mercogliano, L., Cesarelli, G. i D’Addio, G. (2020). „Backpack influence on kinematic parameters related to Timed Up and Go (TUG) test in school children”. W: *2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. IEEE, s. 1–5.
- Eagle, S. R., Keenan, K. A., Connaboy, C., Wohleber, M., Simonson, A. i Nindl, B. C. (2019). „Bilateral quadriceps strength asymmetry is associated with previous knee injury in military special tactics operators”. W: *The Journal of Strength & Conditioning Research* 33.1, s. 89–94.
- Eagle, S. R., Kessels, M., Johnson, C. D., Nijst, B., Lovalekar, M., Krajewski, K., Flanagan, S. D., Nindl, B. C. i Connaboy, C. (2019). „Bilateral strength asymmetries and unilateral strength imbalance: predicting ankle injury when considered with higher body mass in US special forces”. W: *Journal of athletic training* 54.5, s. 497–504.
- Fellin, R. E., Seay, J. F., Gregorczyk, K. N. i Hasselquist, L. (2016). „Spatiotemporal parameters are not substantially influenced by load carriage or inclination during treadmill and overground walking”. W: *Journal of Human Kinetics* 50.1, s. 27–35.
- Foti, T., Davids, J. R. i Bagley, A. (2000). „A biomechanical analysis of gait during pregnancy”. W: *JBJS* 82.5, s. 625.
- Fox, B. D., Judge, L. W., Dickin, D. C. i Wang, H. (2020). „Biomechanics of military load carriage and resulting musculoskeletal injury: a review”. W: *Journal of Orthopedics and Orthopedic Surgery* 1.1.
- Frejlich, M. (2023). „Wpływ Stanów Zjednoczonych na Jednostkę Wojskową GROM w latach 1989–2021 w perspektywie porównawczej”. W: *Przegląd Bezpieczeństwa Wewnętrznego* 15.29, s. 215–235.

- Gayton, S. D. i Kehoe, E. J. (2015). „A prospective study of character strengths as predictors of selection into the Australian army special force”. W: *Military medicine* 180.2, s. 151–157.
- Goldenberg, I. i Saindon, M. (2017). „The resilience of SOF personnel”. W: *Special Operations Forces in the 21st Century*. Routledge, s. 258–270.
- Gouelle, A., Mégrot, F. i Müller, B. (2018). „Interpreting spatiotemporal parameters, symmetry, and variability in clinical gait analysis”. W: *Handbook of human motion* 689, s. 707.
- Gut, J. i Kręcikij, J. (2020). „Specyfika dowodzenia jednostką specjalną na przykładzie JW GROM”. W.
- Han, J. T., Kwon, Y. H., Park, J. W., Koo, H. M. i Nam, K. S. (2009). „Three-dimensional kinematic analysis during upslope walking with different inclinations by healthy adults”. W: *Journal of Physical Therapy Science* 21.4, s. 385–391.
- Han, S. (2015). „The influence of walking speed on gait patterns during upslope walking”. W: *Journal of Medical Imaging and Health Informatics* 5.1, s. 89–92.
- Hardy, J. (2023). „Hunters and Gatherers: the evolution of strike and Intelligence functions in special operations forces”. W: *International Journal of Intelligence and CounterIntelligence* 36.4, s. 1143–1163.
- Hauschild, V. D., Schuh-Renner, A., Lee, T., Richardson, M. D., Hauret, K. i Jones, B. H. (2019). „Using causal energy categories to report the distribution of injuries in an active population: an approach used by the US Army”. W: *Journal of science and medicine in sport* 22.9, s. 997–1003.
- Hausdorff, J. M. (2007). „Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking”. W: *Human movement science* 26.4, s. 555–589.
- Hausdorff, J. M., Cudkowicz, M. E., Firtion, R., Wei, J. Y. i Goldberger, A. L. (1998). „Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson’s disease and Huntington’s disease”. W: *Movement disorders* 13.3, s. 428–437.
- Healy, A., Linyard-Tough, K. i Chockalingam, N. (2019). „Agreement between the spatiotemporal gait parameters of healthy adults from the optogait system and a traditional three-dimensional motion capture system”. W: *Journal of biomechanical engineering* 141.1, s. 014501.
- Hinde, K., Lloyd, R., Low, C. i Cooke, C. (2017). „The effect of temperature, gradient, and load carriage on oxygen consumption, posture, and gait characteristics”. W: *European journal of applied physiology* 117, s. 417–430.
- Hollman, J. H., McDade, E. M. i Petersen, R. C. (2011). „Normative spatiotemporal gait parameters in older adults”. W: *Gait & posture* 34.1, s. 111–118.

- Hutabarat, Y., Owaki, D. i Hayashibe, M. (2021). „Recent advances in quantitative gait analysis using wearable sensors: a review”. W: *IEEE Sensors Journal* 21.23, s. 26470–26487.
- Huxham, F., Gong, J., Baker, R., Morris, M. i Iansek, R. (2006). „Defining spatial parameters for non-linear walking”. W: *Gait & posture* 23.2, s. 159–163.
- Item-Glatthorn, J. F. i Maffiuletti, N. A. (2014). „Clinical assessment of spatio-temporal gait parameters in patients and older adults”. W: *JoVE (Journal of Visualized Experiments)* 93, e51878.
- Jabbar, K. A., Seah, W.-T., Lau, L. K., Pang, B. W.-J., Ng, D. H.-M., Tan, Q. L.-L., Chen, K. K., Ullal, J. M., Ng, T.-P. i Wee, S.-L. (2021). „Fast gait spatiotemporal parameters in adults and association with muscle strength—the Yishun study”. W: *Gait & Posture* 85, s. 217–223.
- Jadach, K. (2020). „Szkolenie żołnierzy oddziałów bojowych JW GROM do działań specjalnych”. W: *Bezpieczeństwo. Teoria i Praktyka* 39.2, s. 77–88.
- Jagodziński, B. (2019). „The role of the special forces in military conflicts in the 20th and the 21st centuries. Part I”. W: *Przegląd Bezpieczeństwa Wewnętrznego* 11.20, s. 317–336.
- Jennings, B. M., Yoder, L. H., Heiner, S. L., Loan, L. A. i Bingham, M. O. (2008). „Soldiers with musculoskeletal injuries”. W: *Journal of Nursing Scholarship* 40.3, s. 268–274.
- John, M. S. i Smallman, H. S. (2017). „Shared Lightweight Annotation TEchnology (SLATE) for Special Operations Forces”. W: *Macro cognition in Teams*. CRC Press, s. 305–320.
- Jones, B. H., Canham-Chervak, M. i Sleet, D. A. (2010). „An evidence-based public health approach to injury priorities and prevention: recommendations for the US military”. W: *American journal of preventive medicine* 38.1, S1–S10.
- Jones, B. H., Cowan, D. N., Tomlinson, J. P., Robinson, J. R., Polly, D. W. i Frykman, P. N. (1993). „Epidemiology of injuries associated with physical training among young men in the army.” W: *Medicine and science in sports and exercise* 25.2, s. 197–203.
- Jordan, K., Challis, J. H. i Newell, K. M. (2007a). „Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running”. W: *Human movement science* 26.1, s. 87–102.
- (2007b). „Walking speed influences on gait cycle variability”. W: *Gait & posture* 26.1, s. 128–134.
- Kaczmarczyk, K., Błażkiewicz, M., Wit, A. i Wychowański, M. (2017). „Assessing the asymmetry of free gait in healthy young subjects”. W: *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 19.3.

- Kasović, M., Rožac, D., Štefan, A., Štefan, L. i Milković, S. (2023). „Effects of different load carriage on spatiotemporal gait parameters in elite intervention police officers”. W: *Applied Sciences* 14.1, s. 278.
- Kasović, M., Štefan, A. i Štefan, L. (2024). „Carrying Police Load Increases Gait Asymmetry in Ground Reaction Forces and Plantar Pressures Beneath Different Foot Regions in a Large Sample of Police Recruits”. W: *Bioengineering* 11.9, s. 895.
- Kasović, M., Štefan, L., Borovec, K., Zvonař, M. i Cacek, J. (2020). „Effects of carrying police equipment on spatiotemporal and kinetic gait parameters in first year police officers”. W: *International journal of environmental research and public health* 17.16, s. 5750.
- Kawamura, K., Tokuhira, A. i Takechi, H. (1991). „Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure.” W: *Acta Medica Okayama* 45.3, s. 179–184.
- Kharb, A., Saini, V., Jain, Y. i Dhiman, S. (2011). „A review of gait cycle and its parameters”. W: *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management* 13.01.
- Kimel-Naor, S., Gottlieb, A. i Plotnik, M. (2017). „The effect of uphill and downhill walking on gait parameters: A self-paced treadmill study”. W: *Journal of biomechanics* 60, s. 142–149.
- Knapik, J. J., Reynolds, K. L. i Harman, E. (2004). „Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects”. W: *Military medicine* 169.1, s. 45–56.
- König, N., Singh, N. B., Von Beckerath, J., Janke, L. i Taylor, W. R. (2014). „Is gait variability reliable? An assessment of spatio-temporal parameters of gait variability during continuous overground walking”. W: *Gait & posture* 39.1, s. 615–617.
- Królikowski, H. (2020). „Koncepcja i tworzenie JW GROM jako jednostki sił operacji specjalnych”. W: *Bezpieczeństwo. Teoria i Praktyka* 39.2, s. 61–79.
- Krupenevich, R., Rider, P., Domire, Z. i DeVita, P. (2015). „Males and females respond similarly to walking with a standardized, heavy load”. W: *Military Medicine* 180.9, s. 994–1000.
- Kurowski, G. (2018). „Aktywność fizyczna żołnierzy zawodowych wojsk lądowych podczas kursu podoficerskiego”. W: *Aktywność Ruchowa Ludzi w Różnym Wieku* 38.2.
- Kuys, S. S., Peel, N. M., Klein, K., Slater, A. i Hubbard, R. E. (2014). „Gait speed in ambulant older people in long term care: a systematic review and meta-analysis”. W: *Journal of the American Medical Directors Association* 15.3, s. 194–200.

- Lasoń, M. i Wydrowski, G. (2020). „JW GROM jako instrument polityki bezpieczeństwa Rzeczypospolitej Polskiej. Jubileusz 30 lat istnienia formacji. Wprowadzenie”. W: *Bezpieczeństwo. Teoria i Praktyka* 2, s. 17–20.
- Lay, A. N., Hass, C. J. i Gregor, R. J. (2006). „The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis”. W: *Journal of biomechanics* 39.9, s. 1621–1628.
- Leroux, A., Fung, J. i Barbeau, H. (2002). „Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies”. W: *Gait & posture* 15.1, s. 64–74.
- Liew, B., Morris, S. i Netto, K. (2016). „The effect of backpack carriage on the biomechanics of walking: A systematic review and preliminary meta-analysis”. W: *Journal of applied biomechanics* 32.6, s. 614–629.
- Lindemann, U. (2020). „Spatiotemporal gait analysis of older persons in clinical practice and research: Which parameters are relevant?” W: *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* 53.2, s. 171–178.
- Lindner, T., Schulze, C., Woitge, S., Finze, S., Mittelmeier, W. i Bader, R. (2012). „The effect of the weight of equipment on muscle activity of the lower extremity in soldiers”. W: *The Scientific World Journal* 2012.
- Lisowski, V. i Mihuta Í, Y. (2013). „Importance of coordination skills essential psychophysical demonstrated competencies as a military specialists”. W: *Physical education of students* 17.6, s. 38–42.
- Liu, Y., Lu, K., Yan, S., Sun, M., Lester, D. K. i Zhang, K. (2014). „Gait phase varies over velocities”. W: *Gait & posture* 39.2, s. 756–760.
- Lohman III, E. B., Sackiriyas, K. S. B. i Swen, R. W. (2011). „A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking”. W: *Physical Therapy in Sport* 12.4, s. 151–163.
- Luft, A. R. i Buitrago, M. M. (2005). „Stages of motor skill learning”. W: *Molecular neurobiology* 32, s. 205–216.
- Majumdar, D., Pal, M. S. i Majumdar, D. (2010). „Effects of military load carriage on kinematics of gait”. W: *Ergonomics* 53.6, s. 782–791.
- Marciniak, T., Wiszomirska, I., Kaczmarczyk, K. i Kozdroń, E. (2011). „Analiza Parametrów Czasowo-Przestrzennych Chodu Osób Starszych w Aspekcie Treningu/Elders’ Gait Analysis Using Spatiotemporal Parameters in Aspects of Training”. W: *Postepy Rehabilitacji* 25.2, s. 19.
- Martins, L. C. X. i Lopes, C. S. (2013). „Rank, job stress, psychological distress and physical activity among military personnel”. W: *BMC public health* 13, s. 1–12.
- Maupin, D., Robinson, J., Wills, T., Irving, S., Schram, B. i Orr, R. (2018). „Profiling the metabolic fitness of a special operations police unit”. W: *Journal of occupational health* 60.5, s. 356–360.

- McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N. i Vickers, D. R. (2006). „Gait dynamics on an inclined walkway”. W: *Journal of biomechanics* 39.13, s. 2491–2502.
- Mexi, A., Kafetzakis, I., Korontzi, M., Karagiannakis, D., Kalatzis, P. i Mandalidis, D. (2023). „Effects of Load Carriage on Postural Control and Spatiotemporal Gait Parameters during Level and Uphill Walking”. W: *Sensors* 23.2, s. 609.
- Mezghani, N., Gaudreault, N., Mitiche, A., Ayoubian, L., Ouakrim, Y., Hagemeister, N. i De Guise, J. A. (2015). „Kinematic gait analysis of workers exposed to knee straining postures by Bayes decision rule”. W: *Artificial Intelligence Research* 4.2, s. 106–111.
- Mian, O. S., Thom, J. M., Ardigo, L. P., Narici, M. V. i Minetti, A. E. (2006). „Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men”. W: *Acta physiologica* 186.2, s. 127–139.
- Mikłusiak, G., Lasoń, M., Wydrowski, G., Elak, L., Frącik, K., Królikowski, H., Jadach, K., Bal, A., Gut, J., Kręcikij, J. i wsp. (2020). „Bezpieczeństwo. Teoria i Praktyka 2020, nr 2 (XXXIX): Jednostka Wojskowa GROM jako instrument polityki bezpieczeństwa Rzeczypospolitej Polskiej. Jubileusz 30 lat istnienia formacji”. W: s. 67–72.
- Mohammed, S., Same, A., Oukhellou, L., Kong, K., Huo, W. i Amirat, Y. (2016). „Recognition of gait cycle phases using wearable sensors”. W: *Robotics and Autonomous Systems* 75, s. 50–59.
- Molloy, J. M., Pendergrass, T. L., Lee, I. E., Chervak, M. C., Hauret, K. G. i Rhon, D. I. (2020). „Musculoskeletal injuries and United States Army readiness part I: overview of injuries and their strategic impact”. W: *Military medicine* 185.9-10, e1461–e1471.
- Montero-Odasso, M., Casas, A., Hansen, K. T., Bilski, P., Gutmanis, I., Wells, J. L. i Borrie, M. J. (2009). „Quantitative gait analysis under dual-task in older people with mild cognitive impairment: a reliability study”. W: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 6, s. 1–6.
- Morrison, A., Hale, J. i Brown, S. (2019). „Joint range of motion entropy changes in response to load carriage in military personnel”. W: *Human Movement Science* 66, s. 249–257.
- Morrison, S. (2014). „Redefining the indirect approach, defining special operations forces (SOF) power, and the global networking of SOF”. W: *Journal of Strategic Security* 7.2, s. 48–54.
- Mrozowski, J., Awrejcewicz, J. i Bamberski, P. (2007). „Analysis of stability of the human gait”. W: *Journal of theoretical and applied mechanics* 45.1, s. 91–98.
- Mummolo, C., Mangialardi, L. i Kim, J. H. (2013). „Quantifying dynamic characteristics of human walking for comprehensive gait cycle”. W: *Journal of biomechanical engineering* 135.9, s. 091006.

- Nesterovica, D., Vaivads, N. i Stepens, A. (2022). „Gait parameter change among infantry soldiers with and without a history of lower leg overuse injury”. W.
- Nigg, B., Hintzen, S. i Ferber, R. (2006). „Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics”. W: *Clinical Biomechanics* 21.1, s. 82–88.
- Nüesch, C., Overberg, J.-A., Schwameder, H., Pagenstert, G. i Mündermann, A. (2018). „Repeatability of spatiotemporal, plantar pressure and force parameters during treadmill walking and running”. W: *Gait & posture* 62, s. 117–123.
- Oderov, A., Romanchuk, S., Fedak, S., Kuznetsov, M., Petruk, A., Dunets-Lesko, A., Lesko, O. i Olkhovyi, O. (2017). „Innovative approaches for evaluating physical fitness of servicemen in the system of professional training”. W: *Journal of Physical education and Sport* 17.3, s. 23–27.
- Ojanen, T., Häkkinen, K., Hanhikoski, J. i Kyröläinen, H. (2020). „Effects of task-specific and strength training on simulated military task performance in soldiers”. W: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17.21, s. 8000.
- Orłowski, P. (2020). „Miejsce JW GROM w systemie bezpieczeństwa RP”. W: *Bezpieczeństwo. Teoria i Praktyka* 39.2, s. 127–137.
- Orr, R. M., Pope, R., Coyle, J. i Johnston, V. (2015). „Occupational loads carried by Australian soldiers on military operations”. W: *J Health Saf Environ* 31.1, s. 451–67.
- Park, G. Y., Yeo, S. S., Kwon, Y. C., Song, H. S., Lim, Y. J., Ha, Y. M., Han, S. H. i Oh, S. (2020). „Changes in gait parameters and gait variability in young adults during a cognitive task while slope and flat walking”. W: *Healthcare*. T. 8. 1. MDPI, s. 30.
- Park, H., Branson, D., Kim, S., Warren, A., Jacobson, B., Petrova, A., Peksoz, S. i Kamenidis, P. (2014). „Effect of armor and carrying load on body balance and leg muscle function”. W: *Gait & posture* 39.1, s. 430–435.
- Park, H., Branson, D., Petrova, A., Peksoz, S., Jacobson, B., Warren, A., Goad, C. i Kamenidis, P. (2013). „Impact of ballistic body armour and load carriage on walking patterns and perceived comfort”. W: *Ergonomics* 56.7, s. 1167–1179.
- Pasek, D. (2016). „Uwarunkowania funkcjonowania i rozwoju Sił Zbrojnych”. W: *Rocznik Bezpieczeństwa Morskiego* 10.
- Paśko, W., Guła, P., Brożyna, M., Dziadek, B., Zadarko, E., Śliż, M., Polak, K. i Przednowek, K. (2022). „Psychomotor abilities of candidates for Polish Special Forces”. W: *Scientific Reports* 12.1, s. 5075.
- Paul, S., Bhattacharyya, D., Chatterjee, T. i Majumdar, D. (2016). „Effect of uphill walking with varying grade and speed during load carriage on muscle activity”. W: *Ergonomics* 59.4, s. 514–525.

- Perry, J. i Burnfield, J. M. (2010). „Gait analysis. Normal and pathological function 2nd ed”. W: *California: Slack*.
- Perttunen, J., Anttila, E., Södergård, J., Merikanto, J. i Komi, P. (2004). „Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy”. W: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 14.1, s. 49–56.
- Piekart, A. i Chałupka, M. (2014). „Modernizacja techniczna SZ RP od 1990 roku – uzbrojenie i wyposażenie indywidualne żołnierzy na przykładzie wojsk lądowych i wojsk specjalnych. Dokonania i perspektywy na przyszłość”. W: *Obronność – Zeszyty Naukowe Wydziału Zarządzania i Dowodzenia Akademii Sztuki Wojennej* 1 (9).
- Plavina, L. (2008). „Preparedness and physical fitness of military personnel”. W: *Paper Anthropol* 17, s. 255–264.
- Polcyn, A. F., Bense, C. K., Harman, E. A., Obusek, J., Pandorf, C., Frykman, P. i wsp. (2002). „Effects of weight carried by soldiers: Combined analysis of four studies on maximal performance, physiology, and biomechanics”. W: *US Army Research Institute of Environmental Medicine*, s. 1–64.
- Prentice, S. D., Hasler, E. N., Groves, J. J. i Frank, J. S. (2004). „Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface”. W: *Gait & posture* 20.3, s. 255–265.
- Qu, X. i Yeo, J. C. (2011). „Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics”. W: *Journal of biomechanics* 44.7, s. 1259–1263.
- Rajtar-Zembaty, A., Rajtar-Zembaty, J., Starowicz-Filip, A., Skalska-Dulińska, B., Czechowicz-Drewniak, I. i Skalska, A. (2015). „Stop walking when talking, czyli związek funkcji poznawczych z kontrolą chodu”. W: *Aktualności Neurologiczne* 15.1.
- Reed, L. F., Urry, S. R. i Wearing, S. C. (2013). „Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system”. W: *BMC musculoskeletal disorders* 14, s. 1–10.
- Roberts, M., Mongeon, D. i Prince, F. (2017). „Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait”. W: *Phys. Ther. Rehabil* 4.6.
- Romański, A. (2020). „Określanie przydatności kandydatów do służby w Jednostce Wojskowej GROM”. PhD Thesis. Akademia Sztuki Wojennej.
- Safikhani, H., Kamalden, T., Amri, S. i Ahmad, M. (2012). „The effect of different backpack loading systems on trunk forward lean angle during walking among college students”. W: *Eur. J. Sport Sci* 1, s. 1–5.
- Santos Bunn, P. dos, Oliveira Meireles, F. de, Souza Sodré, R. de, Rodrigues, A. I. i Silva, E. B. da (2021). „Risk factors for musculoskeletal injuries in military

- personnel: a systematic review with meta-analysis". W: *International Archives of Occupational and Environmental Health* 94.6, s. 1173–1189.
- Sapierzyński, T. (2020). „Operacje bojowe JW GROM w pierwszej dekadzie XXI wieku". W: *Bezpieczeństwo. Teoria i Praktyka* 39.2, s. 155–167.
- Sarkar, S., Liu, Z. i Subramanian, R. (2021). „Gait recognition". W: *Encyclopedia of Cryptography, Security and Privacy*. Springer, s. 1–7.
- Scafetta, N., Marchi, D. i West, B. J. (2009). „Understanding the complexity of human gait dynamics". W: *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science* 19.2.
- Scales, J., O'Driscoll, J. M., Coleman, D., Giannoglou, D., Gkougkoulis, I., Ntontis, I., Zisopoulou, C. i Brown, M. (2020). „Center of Pressure, Vertical Ground Reaction Forces, and Neuromuscular Responses of Special-Forces Soldiers to 43-km Load Carriage in the Field". W: *Journal of Applied Biomechanics* 36.5, s. 307–312.
- Scataglini, S., Verwulgen, S., Roosens, E., Haelterman, R. i Van Tiggelen, D. (2021). „Measuring spatiotemporal parameters on treadmill walking using wearable inertial system". W: *Sensors* 21.13, s. 4441.
- Schulze, C., Lindner, T., Woitge, S., Schulz, K., Finze, S., Mittelmeier, W. i Bader, R. (2014). „Influence of footwear and equipment on stride length and range of motion of ankle, knee and hip joint". W: *Acta of bioengineering and biomechanics* 16.4, s. 45–51.
- Schuna Jr, J. M. i Tudor-Locke, C. (2012). „Step by step: accumulated knowledge and future directions of step-defined ambulatory activity". W: *Research in Exercise Epidemiology* 14.2, s. 107–116.
- Seay, J. F., Fellin, R. E., Sauer, S. G., Frykman, P. N. i Bense, C. K. (2014). „Lower extremity biomechanical changes associated with symmetrical torso loading during simulated marching". W: *Military medicine* 179.1, s. 85–91.
- Sell, T. C., Chu, Y., Abt, J. P., Nagai, T., Deluzio, J., McGrail, M. A., Rowe, R. S. i Lephart, S. M. (2010). „Minimal additional weight of combat equipment alters air assault soldiers' landing biomechanics". W: *Military medicine* 175.1, s. 41–47.
- Sell, T. C., Clark, N. C., Wood, D., Abt, J. P., Lovalekar, M. i Lephart, S. M. (2014). „Single-leg balance impairments persist in fully operational military special forces operators with a previous history of low back pain". W: *Orthopaedic journal of sports medicine* 2.5, s. 2325967114532780.
- Seo, K., Jung, J., Hwang, J., Kim, K. i Kim, S.-H. (2024). „Assessing the Impact of IMU Sensor Location on Spatio-Temporal Gait Parameter Estimation". W: *2024 46th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE, s. 1–4.

- Sessoms, P. H., Gobrecht, M., Niederberger, B. A., Sturdy, J. T., Collins, J. D., Dominguez, J. A., Jaworski, R. L. i Kelly, K. R. (2020). „Effect of a load distribution system on mobility and performance during simulated and field hiking while under load”. W: *Ergonomics* 63.2, s. 133–144.
- Sethi, D., Bharti, S. i Prakash, C. (2022). „A comprehensive survey on gait analysis: History, parameters, approaches, pose estimation, and future work”. W: *Artificial Intelligence in Medicine* 129, s. 102314.
- Simpson, K. M., Munro, B. J. i Steele, J. R. (2012). „Effects of prolonged load carriage on ground reaction forces, lower limb kinematics and spatio-temporal parameters in female recreational hikers”. W: *Ergonomics* 55.3, s. 316–326.
- Springer, S., Gottlieb, U., Lozin, M. i wsp. (2016). „Spatiotemporal gait parameters as predictors of lower-limb overuse injuries in military training”. W: *The scientific world journal* 2016.
- Spulak, R. G. (2007). *A Theory of Special Operations*. Spraw. tech. Sandia National Lab.(SNL-NM), Albuquerque, NM (United States).
- Stansfield, B., Hawkins, K., Adams, S. i Church, D. (2018). „Spatiotemporal and kinematic characteristics of gait initiation across a wide speed range”. W: *Gait & posture* 61, s. 331–338.
- Štefan, A., Kasović, M. i Štefan, L. (2024). „Does a standardized load carriage increase spatiotemporal gait asymmetries in police recruits? A population-based study”. W: *Military medicine*, usae358.
- Strutzenberger, G., Claußen, L. i Schwameder, H. (2021). „Analysis of sloped gait: How many steps are needed to reach steady-state walking speed after gait initiation?” W: *Gait & Posture* 83, s. 167–173.
- Strutzenberger, G., Leutgeb, L., Claußen, L. i Schwameder, H. (2022). „Gait on slopes: Differences in temporo-spatial, kinematic and kinetic gait parameters between walking on a ramp and on a treadmill”. W: *Gait & Posture* 91, s. 73–78.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R. i Feng, H. (2012). „Gait analysis using wearable sensors”. W: *Sensors* 12.2, s. 2255–2283.
- Treaty, N. A. (2012). *Psychological and Physiological Selection of Military Special Operations Forces Personnel*.
- Trojaniello, D., Cereatti, A., Pelosin, E., Avanzino, L., Mirelman, A., Hausdorff, J. M. i Della Croce, U. (2014). „Estimation of step-by-step spatio-temporal parameters of normal and impaired gait using shank-mounted magneto-inertial sensors: application to elderly, hemiparetic, parkinsonian and choreic gait”. W: *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 11, s. 1–12.
- Tulchin, K., Orendurff, M. i Karol, L. (2010). „The effects of surface slope on multi-segment foot kinematics in healthy adults”. W: *Gait & posture* 32.4, s. 446–450.

- Tyler, K. M. i Dolasky, K. C. (2013). „Educating warrior diplomats: Blended and unconventional learning for special operations forces”. W: *Blended Learning*. Routledge, s. 235–248.
- Vasileiou, T. i Paraskevopoulos, E. (2017). „Detection of bilateral asymmetries in the lower extremities under various loading conditions in healthy subjects: an experimental study.” W: *Journal of Physical Education & Sport* 17.
- Vibhuti, Kumar, N. i Kataria, C. (2023). „Efficacy assessment of virtual reality therapy for neuromotor rehabilitation in home environment: a systematic review”. W: *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 18.7, s. 1200–1220.
- Viteckova, S., Kutilek, P., Svoboda, Z., Krupicka, R., Kauler, J. i Szabo, Z. (2018). „Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods”. W: *Biomedical Signal Processing and Control* 42, s. 89–100.
- Walsh, G. S. i Low, D. C. (2021). „Military load carriage effects on the gait of military personnel: A systematic review”. W: *Applied ergonomics* 93, s. 103376.
- Wang, J. i Gillette, J. (2017). „Carrying asymmetric loads during stair negotiation”. W: *Gait & posture* 53, s. 67–72.
- Whittle, M. W. (2014). *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann, s. 32–38.
- Williams, A., Kamper, S. J., Wiggers, J. H., O’Brien, K. M., Lee, H., Wolfenden, L., Yoong, S. L., Robson, E., McAuley, J. H., Hartvigsen, J. i wsp. (2018). „Musculoskeletal conditions may increase the risk of chronic disease: a systematic review and meta-analysis of cohort studies”. W: *BMC medicine* 16, s. 1–9.
- Williamson, J. R., Dumas, A., Hess, A. R., Patel, T., Telfer, B. A. i Buller, M. J. (2015). „Detecting and tracking gait asymmetries with wearable accelerometers”. W: *2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*. IEEE, s. 1–6.
- Wiśniewski, R. (2014). „Rola wojsk specjalnych w systemie obronnym RP”. W: *Przeгляд strategiczny* 4.7, s. 59–80.
- Wren, T. A., Gorton III, G. E., Ounpuu, S. i Tucker, C. A. (2011). „Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review”. W: *Gait & posture* 34.2, s. 149–153.
- Wren, T. A., Tucker, C. A., Rethlefsen, S. A., Gorton III, G. E. i Ounpuu, S. (2020). „Clinical efficacy of instrumented gait analysis: Systematic review 2020 update”. W: *Gait & posture* 80, s. 274–279.
- Xie, H. i Chien, J. H. (2024). „Walking on different inclines affects gait symmetry differently in the anterior-posterior and vertical directions: implication for future sensorimotor training”. W: *PeerJ* 12, e18096.
- Yang, S., Zhang, J.-T., Novak, A. C., Brouwer, B. i Li, Q. (2013). „Estimation of spatio-temporal parameters for post-stroke hemiparetic gait using inertial sensors”. W: *Gait & posture* 37.3, s. 354–358.

- Yavnai, N., Bar-Sela, S., Pantanowitz, M., Funk, S., Waddington, G., Simchas, L., Svorai-Litvak, S. i Steinberg, N. (2021). „Incidence of injuries and factors related to injuries in combat soldiers”. W: *BMJ Mil Health* 167.6, s. 418–423.
- Zhou, L., Tunca, C., Fischer, E., Brahms, C. M., Ersoy, C., Granacher, U. i Arnrich, B. (2020). „Validation of an IMU gait analysis algorithm for gait monitoring in daily life situations”. W: *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. IEEE, s. 4229–4232.

Spis tabel

1	Charakterystyka badanej grupy	21
2	Charakterystyka liczbowa w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	26
3	Analiza długości kroku w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	28
4	Analiza długości kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego w różnych warunkach inklinacji	29
5	Charakterystyka liczbowa czasu kroku w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	30
6	Analiza czasu kroku w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	31
7	Analiza czasu kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji	32
8	Charakterystyka liczbowa fazy podparcia w różnych warunkach obciążenia i inklinacji	33
9	Analiza fazy podparcia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	34
10	Analiza fazy podparcia w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych poziomach inklinacji	35
11	Charakterystyka liczbowa obciążenia kończyny w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	36
12	Analiza obciążenia kończyny w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	37
13	Analiza obciążenia kończyny w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach	38
14	Charakterystyka liczbowa pojedynczego podparcia kończyny w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego oraz inklinacji	39
15	Analiza pojedynczego podparcia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	40
16	Analiza pojedynczego podparcia w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach	41

17	Charakterystyka liczbowa odciążenia kończyny w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	42
18	Analiza odciążenia kończyny w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	43
19	Analiza odciążenia kończyny w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach	44
20	Charakterystyka liczbowa fazy przenoszenia w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	45
21	Analiza fazy przenoszenia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	46
22	Analiza fazy przenoszenia kończyny w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach	47
23	Charakterystyka liczbowa podwójnego podparcia w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	48
24	Analiza podwójnego podparcia w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	49
25	Analiza podwójnego podparcia w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	50
26	Charakterystyka liczbowa długości cyklu w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	51
27	Analiza długości cyklu w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	52
28	Analiza długości cyklu w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach	53
29	Charakterystyka liczbowa szerokości kroku w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	54
30	Analiza szerokości kroku w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	54
31	Analiza szerokości kroku w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach	55
32	Charakterystyka liczbowa czasu cyklu w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	56
33	Analiza czasu cyklu w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	57
34	Analiza czasu cyklu w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach	58
35	Charakterystyka liczbowa kadencji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego i inklinacji	59

36	Analiza kadencji w zależności od inklinacji w różnych warunkach obciążenia zewnętrznego	60
37	Analiza kadencji w zależności od obciążenia zewnętrznego przy różnych inklinacjach	61

Spis rycin

1	Rycina 1: Struktura cyklu chodu	8
2	Rycina 2: Zależność kończyn dolnych w cyklu chodu	9
3	Rycina 3: Raport analizy chodu dla parametrów czasowo-przestrzennych	23
4	Rycina 4: Próba chodu w różnych warunkach obciążenia	24
5	Rycina 5: Wykres SI długości kroku w zależności od inklinacji i ob- ciążenia.	27
6	Rycina 6: Wykres SI czasu kroku w zależności od inklinacji i obciążenia	30
7	Rycina 7: Wykres SI fazy podparcia w zależności od inklinacji i ob- ciążenia	33
8	Rycina 8: Wykres SI obciążenia kończyny w zależności od inklinacji i obciążenia	36
9	Rycina 9: Wykres SI pojedynczego podparcia w zależności od inkli- nacji i obciążenia	39
10	Rycina 10: Wykres SI odciążenia kończyny w zależności od inklinacji i obciążenia	42
11	Rycina 11: Wykres SI fazy przenoszenia w zależności od inklinacji i obciążenia	45

Załącznik nr 1 – zgoda komisji biotycznej

Uniwersytet Rzeszowski
Komisja Bioetyczna



OCENA ETYCZNA nr 2023/12/0060

Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego z dnia 6/12/2023 roku

badania prospektywnego obserwacyjnego „Identyfikacja i monitoring parametrów zdrowotnych u żołnierzy i funkcjonariuszy służb mundurowych”

złożonego przez dr farm. Rafała Podgórskiego

§ 1

Komisja Bioetyczna Uniwersytetu Rzeszowskiego, działając na podstawie art. 29 ustawy z dnia 5 grudnia 1997 roku o zawodach lekarza i lekarza dentysty (Dz. U. 2022 r. poz. 1731, 1733, 2731, 2770) i Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 26 stycznia 2023 roku w sprawie komisji bioetycznej oraz Odwoławczej Komisji Biotycznej (Dz. U. 2023 r. poz. 218) po zapoznaniu się z wnioskiem i dokumentacją projektu badania prospektywnego obserwacyjnego, stwierdza, że powyższe badanie nie spełnia warunków eksperymentu medycznego, zatem nie podlega opiniowaniu przez Komisję.

§ 2

Komisja Bioetyczna mając na uwadze celowość przeprowadzenia projektowanego badania prospektywnego obserwacyjnego „Identyfikacja i monitoring parametrów zdrowotnych u żołnierzy i funkcjonariuszy służb mundurowych” dokonała jedynie oceny kryteriów etycznych do niego się odnoszących i stwierdza, że badanie to nie narusza podstawowych zasad etyki określających prowadzenie badań z udziałem ludzi.

Przewodnicząca

Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego

dr hab. med. Beata Sas-Korczyńska, prof. UR

Podpisane elektronicznie przez Beata
Sas-Korczyńska (Certyfikat
kwalifikowany) w dniu 2023-12-07.

Otrzymują:

Wnioskujący podmiot (Badacz): dr farm. Rafał Podgórski

al. mjr. W. Kopisto 2a, 35-959 Rzeszów
tel.: +48 17 872 11 53
e-mail: komisjabioetyczna@ur.edu.pl





ANEKS nr 2024/05/08/0026
do OCENY ETYCZNEJ nr 2023/12/0065
Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego z dnia 8/05/2024 roku
dotyczącej badania prospektywnego obserwacyjnego
„Identyfikacja i monitoring parametrów zdrowotnych u żołnierzy i funkcjonariuszy służb mundurowych”
złożonego przez dr hab. Rafała Podgórskiego

§ 1

Komisja Bioetyczna Uniwersytetu Rzeszowskiego, działając na podstawie art. 29 ustawy z dnia 5 grudnia 1997 roku o zawodach lekarza i lekarza dentysty (Dz. U. 2022 r. poz. 1731, 1733, 2731, 2770) i Rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 26 stycznia 2023 roku w sprawie komisji bioetycznej oraz Odwoławczej Komisji Biotycznej (Dz. U. 2023 r. poz. 218) po zapoznaniu się z wnioskiem o wprowadzenie zmian w projekcie badania dotyczących:

- włączenie do zespołu badawczego mgr Patryka Marszałka
- ograniczenia grupy badanej do żołnierzy Wojska Polskiego (na podstawie uzyskanej promesy z Ministerstwa Obrony Narodowej)

stwierdza, że powyższe badanie nie spełnia warunków eksperymentu medycznego, zatem nie podlega opiniowaniu przez Komisję

§ 2

Komisja Bioetyczna mając na uwadze celowość przeprowadzenia projektowanego badania prospektywnego obserwacyjnego dokonała jedynie oceny kryteriów etycznych w odniesieniu do proponowanych zmian i stwierdza, że badanie prospektywne obserwacyjne „Identyfikacja i monitoring parametrów zdrowotnych u żołnierzy Wojska Polskiego” zgłoszone przez dr hab. Rafała Podgórskiego nie narusza podstawowych zasad etyki określających prowadzenie badań z udziałem ludzi.

Przewodnicząca
Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego

Prof. dr hab. med. Beata Sas-Korczyńska

Podpisane elektronicznie
przez Beata Sas-Korczyńska
(Certyfikat kwalifikowany) w
dniu 2024-05-10.

Otrzymują:

Wnioskujący podmiot (Badacz): dr hab. Rafał Podgórski, mgr Patryk Kułasa

OŚWIADCZENIE

Ja, niżej podpisany Patryk Marszałek oświadczam, że przygotowana dysertacja pt. „Wpływ inklinacji i obciążenia zewnętrznego na parametry czasowo-przestrzenne chodu Operatorów Wojsk Specjalnych”, którą przedkładam w przewodzie doktorskim procedowanym w Wydziale Nauk o Kulturze Fizycznej na Uniwersytecie Rzeszowskim, została przygotowana i w pełni odpowiada założeniom projektu badawczego pt. „Identyfikacja i monitoring parametrów zdrowotnych u żołnierzy i funkcjonariuszy służb mundurowych”, który uzyskał pozytywną opinię Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego (uchwała nr 2023/12/0065 wydana w dniu 06.12.2023).



(promotor)



(składający oświadczenie)