



AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO
JÓZEFA PIŁSUDSKIEGO W WARSZAWIE

Redakcja

Czesław Urbanik
Andrzej Mastalerz
Dagmara Iwańska

BIOMECHANICZNE ASPEKTY RUCHU

Recenzenci:

Dagmara Iwańska
Wanda Karkosz-Forczek
Tomasz Niżnikowski
Andrzej Mastalerz
Anna Mazurkiewicz
Piotr Tabor
Tomasz Tokarski
Czesław Urbanik

Projekty okładki - Waldemar Dorcz
Projekt akwareli - Agnieszka Wiśnicka
Redakcja techniczna - Dagmara Iwańska

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie

ul. Marymoncka 34
00-968 Warszawa 45
www.awf.edu.pl

ISBN: 978-83-67228-15-2
Warszawa 2022

SPIS TREŚCI

rozdział I

ZAAWANSOWANE METODY OBLICZENIOWE W BIOMECHANICE	5
1 Modelowanie długotrwałych powtarzanych pomiarów za pomocą wielopozomowej analizy regresji. <i>A. Czapllicki</i>	6
2 Zastosowanie cyfrowej korelacji obrazu do oceny aktywności mięśni - badania pilotażowe. <i>M. Ratajczak, E. Ganuszko, T. Klekiel</i>	21
3 Ocena rzetelności Entropii Próbkowej w analizie chodu na tle klasycznych parametrów chodu. <i>G. Sobota, W. Marszałek, K. Słomka, A. Brachman</i>	33

rozdział II

BIOMECHANICZNE ASPEKTY RUCHU W PRAKTYCE	42
4 Wpływ masy dysku na kinematykę rzutu. <i>J. Mastalerz</i>	43
5 Związek kąta rotacji tułowia z liczbą obrotów w wyskokach techniką łyżwiarską. <i>A. Mazurkiewicz</i>	52
6 Analiza kinematyczna techniki klasycznej w biegach narciarskich. <i>L. Nosiadek, A. Wójcicki</i>	69
7 Analiza kinematyczna skoku konia i jeźdźca przez przeszkodę. <i>L. Nosiadek, M. Cholewa</i>	84
8 Postawa ciała młodych mężczyzn w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu. <i>E. Olszewska, P. Tabor</i>	97
9 Ruchomość stawów kończyn dominujących i niedominujących u zawodniczek uprawiających gimnastykę artystyczną. <i>T. Poliszczuk</i>	112
10 Ocena zmian mechanizmu utrzymania równowagi oraz siły mięśni zginaczy i prostowników tułowia po 4-tygodniowym programie rehabilitacji u pacjentów z kręgoszmykiem I lub II stopnia <i>J. Rdzanek, M. Wychowański</i>	128
11 Symetria momentów sił mięśniowych kończyny górnej studentów kierunku esport. <i>J. Sacharuk</i>	140
12 Momenty sił mięśniowych i siła ciągu pływaków w poszczególnych stylach pływackich. <i>M. Stachowicz</i>	148
13 Wpływ zmian struktury obciążenia wyskoku pionowego na parametry biomechaniczne lądowania i odbicia. <i>M. Staniszewski</i>	159

- 14** Wielkość krzywizn fizjologicznych kręgosłupa, a zakresy ruchomości w stawach biodrowych i ramiennych. *P. Tabor, E. Olszewska* **176**

rozdział III

BIOMECHANICZNE ASPEKTY RUCHU W UJĘCIU HISTORYCZNYM **188**

- 15** Skok wzwyż – “World Athletics” i biomechaniczne rekordy świata. *W. Erdmann* **189**
- 16** Kolarstwo i jego korzyści w promocji zdrowia: funkcjonalne i morfologiczne zmiany w pracy układów organizmu. *D. Poliszczuk* **203**
- 17** Historyczny rys Sympozjum Biomechaniki Sportu. *Cz. Urbanik* **219**

rozdział I

ZAAWANSOWANE METODY OBLICZENIOWE W BIOMECHANICE

Modelowanie długotrwałych powtarzanych pomiarów za pomocą wielopoziomowej analizy regresji

Model long-term repeated measures with multi-level regression analysis

A. CZAPLICKI

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Filia w Białej Podlaskiej, Wydział Wychowania Fizycznego i Zdrowia, Zakład Biomechaniki i Anatomii, adam.czaplicki@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: modelowanie, analiza regresji, przysiad ze sztangą, powtarzane pomiary

1. Wstęp

Do podstawowych celów modelowania powtarzanych pomiarów prowadzonych w długim czasie należy wyznaczenie analitycznej postaci przebiegów danych empirycznych oraz sprawdzenie istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami badanej zmiennej w kolejnych pomiarach. Zastosowanie w tym celu ogólnego modelu liniowego (GLM) naraża często problemy związane z naruszeniem warunku sferyczności pomiędzy danymi z sesji pomiarowych oraz brakiem możliwości uzyskania indywidualnych trajektorii czasowych poszczególnych osób. W przypadku naruszenia sferyczności można obliczyć różne poprawki [Greenhouse i Geisser 1959, Huynh i Feldt 1976] oferowane przez większość pakietów statystycznych lub wykorzystać podejście wielowymiarowe MANOVA. Wyliczenie poprawek jest jednak zabiegiem technicznym zorientowanym na sztuczne zmniejszenie liczby stopni swobody układu i nie uwzględnia ono korelacji pomiędzy danymi pomiarowymi. Zastosowanie analizy MANOVA wymaga z kolei spełnienia założenia o wielowymiarowym rozkładzie normalnym zmiennych niezależnych. Oba wzmiankowane powyżej problemy można rozwiązać stosując podejście regresyjne oparte na modelu hierarchicznym. Jedne z pierwszych symptomów takiego sposobu modelowania można odnaleźć w pracy [Lardi i Ware 1982], zaś gruntowne omówienie problemu znajduje się w podręcznikach [Raudenbush i Bryk 2002, Singer i Willet 2003].

Pomimo długiej tradycji i istnienia spójnej teorii w dziedzinie modelowania hierarchicznego omawiana metoda pojawia się sporadycznie w analizach biomechanicznych.

Celem niniejszej pracy było zatem przedstawienie tej rzadko stosowanej w biomechanice metody obliczeń w kontekście analizy rekordowych wyników w przysiadach ze sztangą na barkach uzyskanych przez młodych ciężarowców.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

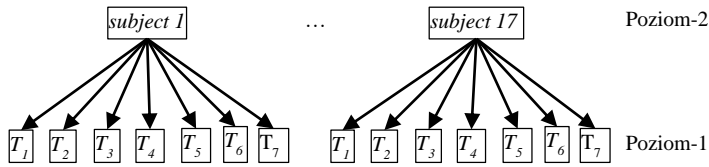
W badaniach wzięło udział 17 młodych ciężarowców (18.8 ± 2.6 lat; 71.1 ± 18.3 kg) posiadających co najmniej roczny staż treningowy. Wśród zawodników znajdowali się medaliści Mistrzostw Polski w poszczególnych kategoriach wiekowych oraz członkowie reprezentacji Polski. Badania przeprowadzono w dwuletnim cyklu specjalistycznego treningu sportowego. W analizowanym okresie zawodnicy przygotowywali się do dwóch startów głównych, a w trakcie przygotowań rywalizowali podczas startów kontrolnych na poziomie zawodów regionalnych i ogólnokrajowych. Badani zostali poinformowani o procedurach badawczych, a także możliwym ryzyku i korzyściach wynikających z uczestnictwa w projekcie. Badane osoby i rodzice niepełnoletnich osób podpisali pisemne formularze świadomej zgody na udział w pomiarach. Badania przeprowadzono zgodnie ze standardami etycznymi Deklaracji Helsińskiej i uzyskały one aprobatę Komisji Etyki Badań Naukowych Akademii Wychowania Fizycznego w Warszawie.

Siedem sesji pomiarowych $t_1 - t_7$ zostało przeprowadzonych co kwartał w ciągu dwóch makrocykli treningowych. Parametry antropometryczne badanych, sposób rejestrowania rekordowych wyników oraz program treningowy opisano szczegółowo w pracach [Czaplicki i wsp. 2019, Szyszka i Czaplicki 2021, Szyszka i wsp. 2022].

2.2. Modelowanie

Tab. 1 Zapis danych w formacie długim w pliku *bs_data*

<i>subject</i>	<i>trial</i>	<i>time</i>	<i>bs</i>	<i>iac</i>
1	t_1	0	110	-2.81
1	t_2	0.25	117	-2.81
1	t_3	0.5	130	-2.81
1	t_4	0.75	138	-2.81
1	t_5	1.0	140	-2.81
1	t_6	1.25	145	-2.81
1	t_7	1.5	145	-2.81
17	t_1	0	115	-0.5
17	t_2	0.25	120	-0.5
17	t_3	0.5	130	-0.5
17	t_4	0.75	133	-0.5
17	t_5	1.0	136	-0.5
17	t_6	1.25	143	-0.5
17	t_7	1.5	145	-0.5



Ryc. 1 Dwupoziomowy model hierarchiczny z powtarzaniem pomiarów.

Jednym z pierwszych kroków w modelowaniu hierarchicznym jest zapisanie danych empirycznych w formie długim. Biorąc pod uwagę przesłanki dydaktyczne towarzyszące niniejszej pracy, w tabeli 1 zaprezentowano taki sposób zapisu danych. Należy zwrócić uwagę na fakt, że ilościowa zmienna niezależna *time* ma wartość 0 dla pomiaru t_1 . Ułatwia to interpretację rezultatów obliczeń, ponieważ pomiarowi t_1 odpowiada wartość wyraz wolnego (*intercept*) poszukiwanego równania regresji aproksymującego przebieg zmiennej zależnej. Stały przyrost wartości zmiennej *time* o wartość 0.25 wynika z prowadzonych co kwartał pomiarów. *Trial* jest zmienną jakościową, zmienna zależna *bs* (*back squat*) oznacza rekordowy wynik przysiadu ze sztangą na barkach, zaś *iac* wycentrowany początkowy wiek badanych (*initial age centered*). Ujemna wartość tej zmiennej informuje, że pierwszy badany był młodszy o 2.81 lata od średniego wieku badanej grupy.

Typowy model hierarchiczny zawierający powtarzane pomiary został przedstawiony na rycinie 1. Składa się on z dwóch poziomów. Usytuowane na pierwszym poziomie powtarzane pomiary są zagnieżdżone w badanych osobach, które tworzą drugi poziom.

W modelowaniu hierarchicznym zalecane jest zbudowanie kilku modeli i porównanie stopnia ich dopasowania do danych pomiarowych [Raudenbush i Bryk 2002, Singer i Willet 2003]. Analizę zaczyna się na ogół od zdefiniowania najprostszego modelu. Służy on za punkt odniesienia dla bardziej złożonych modeli oraz umożliwia wyznaczenie współczynnika korelacji wewnątrzklasowej *ICC* (*intraclass correlation coefficient*). Jako pierwszy został zbudowany model z losowym wyrazem wolnym (*random intercept model*), który zdefiniowano w następujący sposób:

$$bs_{ij} = \beta_{0j} + r_{ij} \quad (1)$$

$$\beta_{0j} = \gamma_{00} + u_{0j}, \quad (2)$$

gdzie bs_{ij} reprezentuje rekordowy wynik w przysiadzie ze sztangą na barkach badanego j ($j = 1 \dots 17$) w czasie i ($i = 0 \dots 1.5$), β_{0j} jest rekordowym wynikiem badanego j w pierwszej sesji pomiarowej t_1 ($time = 0$), a r_{ij} oznacza losowy błąd pomiarowy (odchylenie wyników poszczególnych pomiarów od ich wartości średniej). Współczynnik γ_{00} reprezentuje średnią dla całej grupy badanych w pierwszym pomiarze, zaś u_{0j} losowe odchylenie od tej średniej rekordowego rezultatu danego zawodnika. Równania (1) i (2) przypisane są odpowiednio pierwszemu i drugiemu poziomowi modelu. Warto zwrócić uwagę na fakt, że element losowy występuje na obu poziomach modelu i reprezentuje

zarówno zmienność wewnątrzsobową (r_{ij}) jak i międzysobową (u_{0j}).

W drugim etapie modelowania zdefiniowano na pierwszym poziomie związek pomiędzy rekordowymi wynikami w przysiadach a czasem. Na podstawie wizualnej oceny przebiegów danych empirycznych przyjęto, że jest to nieliniowa zależność, którą można opisać wielomianem drugiego stopnia:

$$bs_{ij} = \beta_{0j} + \beta_{1j}time_{ij} + \beta_{2j}time_{ij}^2 + r_{ij}, \quad (3)$$

gdzie β_{1j} jest współczynnikiem równania regresji skojarzonym z początkowym nachyleniem a β_{2j} z krzywizną aproksymowanych przebiegów czasowych poszczególnych zawodników. Podwójne indeksowanie zmiennej *time* nie jest konieczne w rozważanym przypadku, ale sugeruje ono, że pomiary nie muszą być prowadzone w tym samym czasie z zachowaniem stałych odstępów pomiędzy nimi.

Współczynniki w równaniu (3) można rozbić na drugim poziomie modelu na dwa składniki:

$$\beta_{0j} = \gamma_{00} + u_{0j} \quad (4)$$

$$\beta_{1j} = \gamma_{10} + u_{1j} \quad (5)$$

$$\beta_{2j} = \gamma_{20} + u_{2j}, \quad (6)$$

gdzie γ_{00} , γ_{10} , γ_{20} reprezentują średnią wartość wyrazu wolnego, nachylenia początkowego oraz wyrazu kwadratowego (krzywizny krzywej) dla wszystkich badanych, zaś u_{0j} , u_{1j} , u_{2j} oznaczają losowe odchylenia od tych wartości dla poszczególnych badanych. Losowy charakter tych zmiennych oznacza, że mają one wariancje i kowariancje i mogą być wzajemnie skorelowane.

Podstawienie równań 4, 5 i 6 do równania (3) prowadzi do nieliniowego względem czasu modelu indywidualnego przebiegu rekordowych wyników zawodnika (*individual growth curve model*):

$$bs_{ij} = (\gamma_{00} + \gamma_{10}time_{ij} + \gamma_{20}time_{ij}^2) + (u_{0j} + u_{1j}time_{ij} + u_{2j}time_{ij}^2 + r_{ij}), \quad (7)$$

w którym elementy w zawarte w lewym nawiasie tworzą stałą część modelu, zaś elementy w prawym nawiasie stanowią jego losową część.

Omawiane do tej pory modele opisane równaniami (1) i (2) oraz (7) nie zawierały predyktorów zdefiniowanych na drugim poziomie. W niniejszej pracy dodano do modelu (7) niezależną od czasu zmienną objaśniającą *iac*:

$$\beta_{0j} = \gamma_{00} + \gamma_{01}iac_j + u_{0j}. \quad (8)$$

Sposób w jaki zdefiniowano ten predyktor oznacza, że badany jest jego wpływ na wartość wyrazu wolnego. Wprowadzenie zmiennych objaśniających na drugim poziomie umożliwia też zbadanie interakcji międzypoziomowych.

Obliczenia komputerowe przeprowadzono w środowisku R (*R Foundation for Statistical Computing, Austria*) z wykorzystaniem funkcji *lme* z biblioteki *nlme* [Pinheiro i wsp. 2018]. Zbudowane zostały trzy modele.

Pierwszy, zerowy model BS_0 z efektem losowym dla wyrazu wolnego został zdefiniowany następująco:

$$BS_0 < -lme(bs \sim 1, random | subject, data = bs_data, method = "REML"), \quad (9)$$

gdzie bs wskazuje na kolumnę z rekordowymi wynikami w pliku bs_data , $random$ oznacza losową część modelu, $REML$ metodę ograniczonej największej wiarygodności (*restricted maximum likelihood method*).

Drugi model BS_1 z nieliniowym względem czasu przebiegiem rekordowych wyników zawodników zakodowano w postaci:

$$BS_1 < -lme(bs \sim time + I(time^2), random = \sim time + I(time^2) | subject, data = bs_data, method = "REML") \quad (10)$$

gdzie funkcja $I()$ wymusza wykonanie operacji arytmetycznej w nawiasie.

Trzeci model BS_2 , rozszerzony model BS_1 o niezależną od czasu współzmienną iac , przybrał natomiast formę:

$$BS_2 < -lme(bs \sim (time + I(time^2)) * iac, random = \sim time + I(time^2) | subject, data = bs_data, method = "REML"), \quad (11)$$

gdzie operator $*$ umożliwia sprawdzenie interakcji $time*iac$ oraz $time^2*iac$ pomiędzy zmiennymi z obu poziomów modelu.

Jak wyżej wspomniano parametry modelu zostały estymowane metodą ograniczonej największej wiarygodności. W metodzie $REML$ i pokrewnej jej metodzie największej wiarygodności ML (*maximum likelihood method*) zakłada się rozkład zmiennej zależnej (w niniejszej pracy przyjęto rozkład normalny) a następnie definiuje funkcję największej wiarygodności maksymalizującą prawdopodobieństwo przyjęcia przez zmienną zależną założonego rozkładu. Funkcja ta zależy od poszukiwanych współczynników regresji $f = f(\beta, \dots)$ oraz struktury macierzy wariancji-kowariancji części losowej modelu. Ze względów obliczeniowych wygodnie jest zamiast maksimum funkcji f poszukiwać minimum podwójnego ujemnego logarytmu tej funkcji $-2LL = -2 * \log(f)$. Obie funkcje mają identyczne parametry, które je maksymalizują/minimalizują. W obliczeniach wykorzystywana jest najczęściej zmodyfikowana metoda Newtona-Raphsona zorientowana na poszukiwanie minimum funkcji wielu zmiennych [Stoer i Bulirsh 1987, Lindstrom i Bates 1988].

Sprawdzenie istotności różnic pomiędzy średnimi wartościami zmiennej zależnej w powtarzanych pomiarach nie wymaga budowania modelu z rozbudowaną częścią losową. Wystarczy wykorzystać w tym celu model BS_0 uzupełniony o zmienną jakościową $trial$. W środowisku R można wprowadzić dodatkowy argument do funkcji lme w postaci funkcji $corARI()$, która uwzględni korelacje pomiędzy poszczególnymi pomiarami. Model do badania dla powtarzanych pomiarów zdefiniowano zatem w postaci:

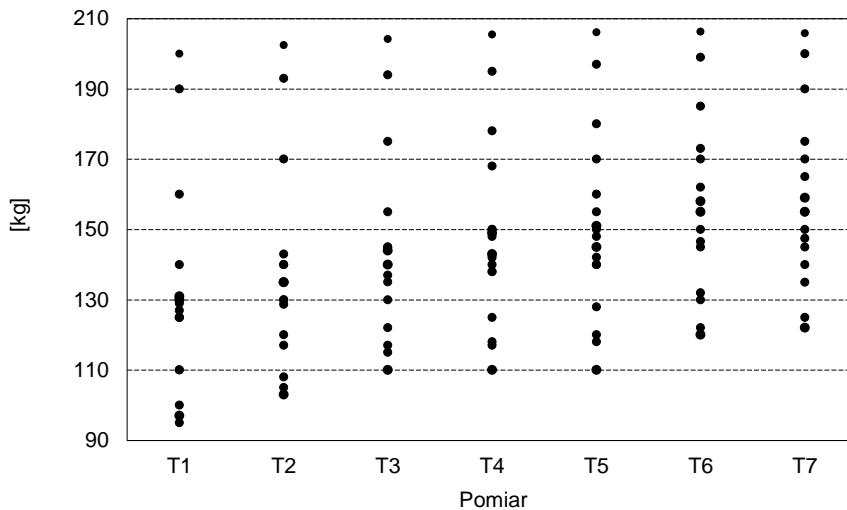
$$BS_{RM} < -lme(bs \sim trial, random | subject, correlation = corAR1(), data = bs_data, method = "REML"). \quad (12)$$

Do zbadania istotności różnic pomiędzy wszystkimi można wykorzystać następną funkcję *emmeans* z biblioteki o tej samej nazwie.

We wszystkich obliczeniach przyjęto próg istotności statystycznej na poziomie $p < 0.05$, a w niektórych przypadkach na poziomie $p < 0.001$.

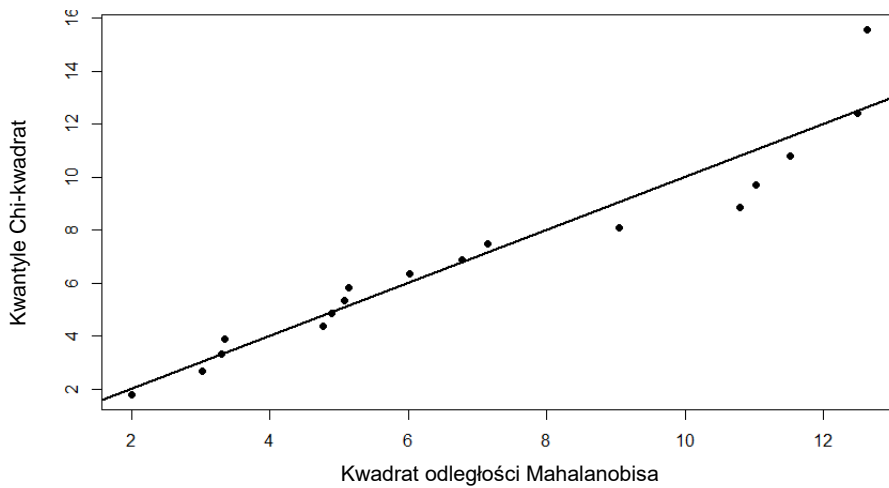
3. Wyniki

Na rycinie 2 zaprezentowano surowe wyniki uzyskane dla siedmiu pomiarów. Widoczne jest zmniejszenie wariancji danych empirycznych w kolejnych pomiarach oraz nieliniowy charakter przebiegów, co dało asumpt do aproksymowania ich trajektorii za pomocą wielomianu drugiego stopnia. Test Mauchleya dla danych eksperymentalnych wykazał znaczne naruszenie warunku sferyczności ($W = 0.00017$, $p \approx 0.0$), zaś test Henze-Zirklera istotnie statystycznie odstępstwa od wielowymiarowej normalności ($p < 0.03$) (Ryc. 3).



Ryc. 2 Surowe dane pomiarowe.

Wyniki obliczeń statystycznych dla trzech wymienionych modeli zostały zamieszczone w tabeli 2. Najmniejsze dopasowanie do danych pomiarowych stwierdzono dla modelu BS_0 ($-2LL = 964.3$). Wartość współczynnika ICC dla tego modelu $ICC_{BS_0} = 657.62 / (657.62 + 121.14) = 0.85$ oznacza, że 85% zmienności wyników jest związane z wariancją międzyosobową. Sugeruje to jednocześnie poszukiwanie modeli bardziej dopasowanych do danych empirycznych uwzględniających to spostrzeżenie.



Ryc. 3 Wykres kwantyl-kwantyl dla wielowymiarowych danych empirycznych.

Tab. 2 Oszacowanie parametrów modeli

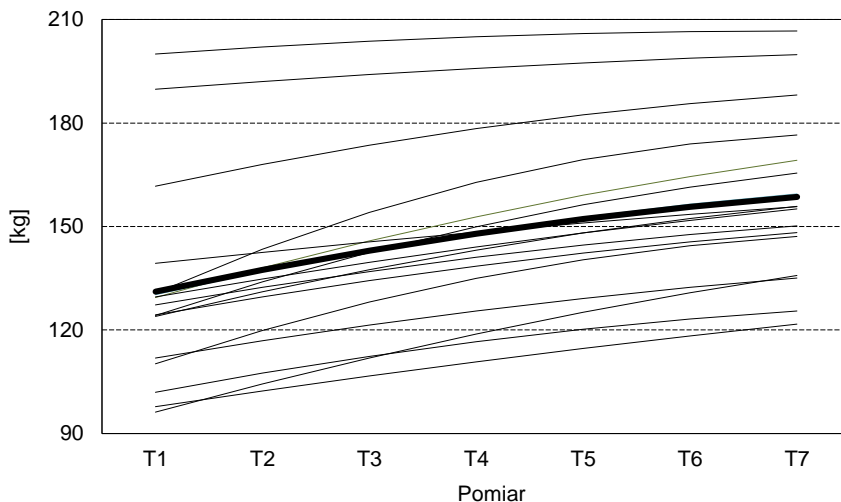
Parametr	BS ₀	BS ₁	BS ₂
Współczynnik (SE)			
Efekty stałe			
Wyraz wolny γ_{00}	146.55*** (6.30)	131.09*** (7.03)	131.02*** (7.08)
time γ_{10}		26.59*** (3.50)	26.67*** (3.05)
time ² γ_{20}		-5.51*** (1.49)	-5.55* (1.26)
iac γ_{01}			2.47 (2.81)
time*iac γ_{11}			-2.98* (1.21)
time ² *iac γ_{21}			1.35* (0.50)
Wariancja (SD)			
Efekty losowe			
Residua, Poziom-1	121.14 (11.01)	5.68 (2.38)	5.57 (2.36)
Residua, Poziom-2			
Wyraz wolny	657.62 (25.64)	836.64 (28.92)	848.70 (29.13)
Nachylenie początkowe		167.07 (12.93)	116.88 (10.81)
Człon kwadratowy		20.84 (4.56)	10.22 (3.19)
-2LL	964.30	698.06	686.47

* $p < 0.05$, *** $p < 0.001$, LL – logarytm funkcji największej wiarygodności

Wartości współczynników regresji w modelu BS₁ okazały się różnić istotnie statystycznie od zera na poziomie $p < 0.001$. Wartość wyrazu wolnego, początkowego

nachylenia trajektorii czasowej oraz jej krzywizna mają zatem indywidualny charakter i różnią się od przebiegu średniego reprezentowanego przez współczynniki regresji dla stałej części modelu. W przypadku modelu BS₂ istotne okazały się interakcje $time*iac$ i $time^2*iac$ a nieistotny wpływ początkowego wieku badanych (\square_{01}) na wynik pierwszego badania. Model BS₂ nie okazał się jednak istotnie statystycznie lepszy w stosunku do modelu BS₁ w kontekście jakości dopasowania do danych pomiarowych ($p < 0.067$). Godne uwagi jest również wydatne zmniejszenie wariancji wewnątrzosobowej modeli BS₁ i BS₂ w stosunku do modelu referencyjnego BS₀.

Na rycinie 4 przedstawiono indywidualne, aproksymowane trajektorie rekordowych wyników ciężarówków w przysiadzie ze sztangą na barkach dla modelu BS₁. Linia pogrubioną zaznaczono przebieg uśredniony. Zaobserwować można zasygnalizowane w obliczeniach różnice pomiędzy poszczególnymi przebiegami oraz odchylenia tych przebiegów od przebiegu uśrednionego. Widoczne jest również zróżnicowanie stopnia zakrzywienia tych trajektorii jak i początkowe tempo narastania rekordowych wyników.



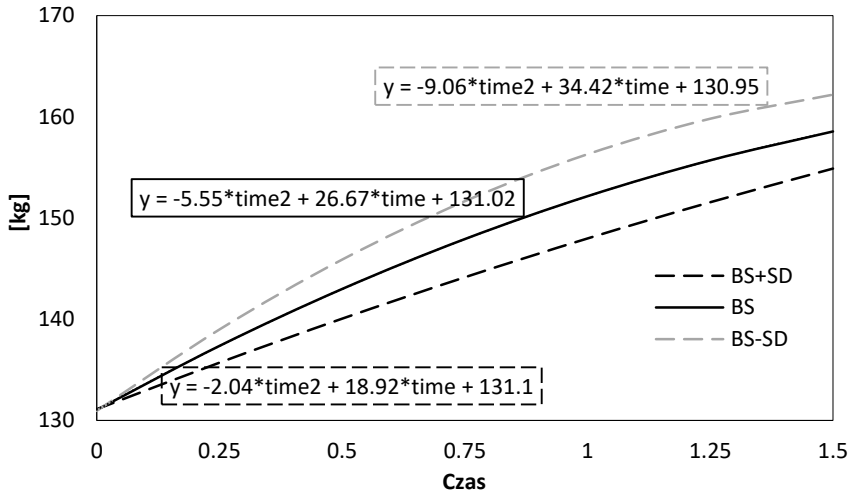
Ryc. 4 Aproksymowane przebiegi czasowe rekordowych wyników ciężarówków – model BS₁.

Na rycinie 5 przedstawiono indywidualne, aproksymowane trajektorie rekordowych wyników ciężarówków w przysiadzie ze sztangą na barkach dla modelu BS₂.

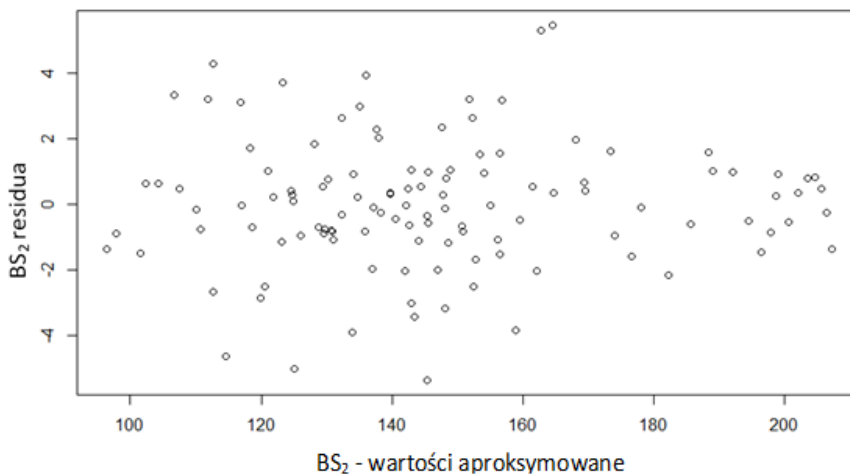
Interpretacja wyników obliczeń dla modelu BS₂ (Ryc. 5), który posiada zdefiniowany na drugim poziomie predyktor iac , nie jest tak jednoznaczna jak w poprzednim przypadku. Aproksymowany przebieg przez stałą część modelu dotyczy bowiem wyłącznie tych badanych, dla których zmienna objaśniająca $iac = 0$.

W rozważanym przypadku przebieg ten niewiele różni się od wypadkowej trajektorii dla modelu BS₁ (Tab. 1). W celu pokazania efektu interakcji wykorzystano podejście zaproponowane w pracy [Aiken i West 1991]. Przebieg uśredniony przyjęto za referencyjny i wyznaczono jego analityczną formę dla zmiennej objaśniającej iac o wartości większej/mniejszej o jedno odchylenie standardowe. Widoczny jest odmienny kształt

czasowych przebiegów dla starszych zawodników (21.4 lata; szara, przerywana linia) i młodszych (16.2 lata; szara przerywana linia). Zawodnicy młodszy mieliby większe tempo przyrostu rekordowych wyników w początkowej fazie treningu i większy stopień zakrzywienia trajektorii w stosunku do zawodników starszych, o czym świadczą wartości współczynników γ_{10} (34.42 wobec 18.92) i γ_{20} (-9.06 wobec -2.04).

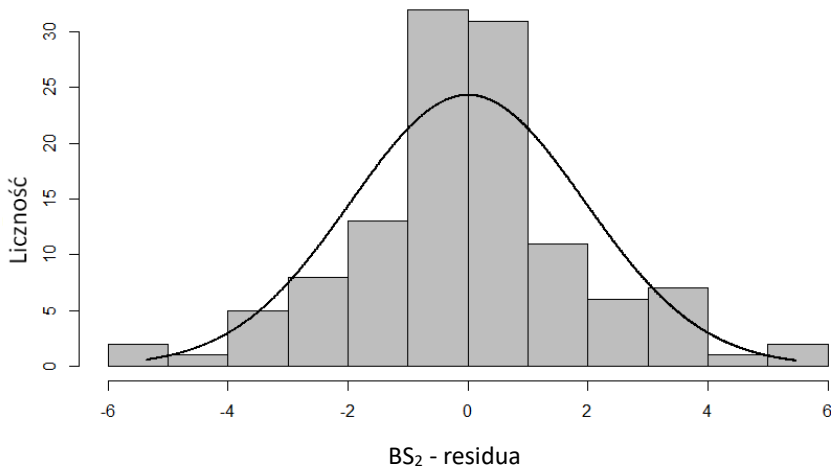


Ryc. 5 Aproksymowane przebiegi rekordowych wyników ciężarów – model BS₂.



Ryc. 6 Wartości reszt po aproksymacji.

Na kolejnych rycinach 6 i 7 przedstawiono rezultaty weryfikacji podstawowych założeń analizy regresji. Widoczne jest spełnienie zarówno warunku jednorodności reszt (Ryc. 6) oraz warunku normalnego rozkład reszt dla modelu BS₂ (Ryc. 7).



Ryc. 7 Rozkład reszt na tle rozkładu normalnego (czarna krzywa).

W tabelach 3 i 4 przedstawiono wyniki analizy istotności różnic pomiędzy średnimi rekordami w powtarzanych pomiarach. Notacja t_i ($i = 2 \div 7$) wskazuje na wartość różnicy pomiędzy pierwszym a kolejnym pomiarem. W badaniu kontrastów wykorzystano test Tukeya z korektą Bonferroniego ze względu na wielokrotne porównania.

Tab. 3 Wyniki obliczeń dla modelu powtarzanych pomiarów (12)

	Wartość	SE	DF	t	p
t_1 (wyraz wolny)	130.82	6.46	96	20.24	0.000
t_2	6.54	0.80	96	8.12	0.000
t_3	13.19	1.14	96	11.61	0.000
t_4	17.08	1.39	96	12.30	0.000
t_5	19.77	1.60	96	12.35	0.000
t_6	25.87	1.79	96	14.48	0.000
t_7	27.66	1.95	96	14.16	0.000

SE – błąd standardowy, DF – liczba stopni swobody

Tab. 4 Wyniki analizy kontrastów za pomocą funkcji *emmeans*

Kontrast	Wartość	SE	DF	t-ratio	p
$t_1 - t_2$	-6.54	0.81	96	-8.12	<.001
$t_1 - t_3$	-13.19	1.14	96	-11.61	<.001
$t_1 - t_4$	-17.08	1.39	96	-12.30	<.001
$t_1 - t_5$	-19.77	1.60	96	-12.35	<.001
$t_1 - t_6$	-25.87	1.79	96	-14.48	<.001
$t_1 - t_7$	-27.66	1.95	96	-14.16	<.001
$t_2 - t_3$	-6.65	0.81	96	-8.27	<.001

$t_2 - t_4$	-10.55	1.14	96	-9.28	<.001
$t_2 - t_5$	-13.24	1.39	96	-9.53	<.001
$t_2 - t_6$	-19.33	1.60	96	-12.08	<.001
$t_2 - t_7$	-21.12	1.79	96	-11.83	<.001
$t_3 - t_4$	-3.89	0.81	96	-4.84	0.001
$t_3 - t_5$	-6.58	1.14	96	-5.79	<.001
$t_3 - t_6$	-12.67	1.39	96	-9.13	<.001
$t_3 - t_7$	-14.47	1.60	96	-9.04	<.001
$t_4 - t_5$	-2.69	0.81	96	-3.34	0.020
$t_4 - t_6$	-8.78	1.14	96	-7.73	<.001
$t_4 - t_7$	-10.57	1.39	96	-7.61	<.001
$t_5 - t_6$	-6.09	0.81	96	-7.57	<.001
$t_5 - t_7$	-7.88	1.14	96	-6.94	<.001
$t_6 - t_7$	-1.79	0.81	96	-2.23	0.291

4. Dyskusja

Celem niniejszej pracy było zaprezentowanie w środowisku biomechaników metody wielopoziomowej analizy regresji, która została zastosowana dla powtarzanych pomiarów prowadzonych w długim okresie czasu. Za przedmiot analizy wybrano rekordowe wyniki młodych ciężarowców uzyskane w ciągu dwóch kolejnych rocznych makrocykli treningowych. Wybór metody modelowania, obok przesłanek dydaktycznych i poznawczych wynikających z celów pracy, został dodatkowo podyktowany brakiem spełnienia podstawowych założeń wymaganych w tradycyjnych metodach. W analizie wstępnej danych empirycznych stwierdzono bowiem naruszenie warunku sferyczności (test Mauchleya). Sferyczność jest niezbędna w tradycyjnej analizie wariancji z powtarzanymi pomiarami, ponieważ jej brak zwiększa wydatnie ryzyko popełnienia błędu 1-go rodzaju. Stwierdzono również naruszenie warunku wielowymiarowej normalności danych doświadczalnych (test Henze-Zirklera) wymaganej przy wielowymiarowej analizie wariancji.

W obliczeniach wykorzystano trzy modele. Pomimo że najprostszy model BS_0 okazał się najmniej dopasowany do danych pomiarowych, to jego struktura umożliwiła wyznaczenie wartości współczynnika korelacji wewnątrzklasowej $ICC_{BS_0} = 0.85$. Wysoka wartość tego współczynnika (przekraczająca próg $ICC > 0.25$) potwierdziła zasadność badania indywidualnych przebiegów czasowych zawodników [Shek i Ma 2011] oraz na konieczność zdefiniowania bardziej złożonych modeli BS_1 i BS_2 dokładniej wyjaśniających zmienność międzyosobniczą badanych ciężarowców.

Oba rozszerzone modele charakteryzował podobny stopień dopasowania do danych empirycznych. Interpretacja wyników uzyskanych za pomocą tych modeli jest jednak odmienna. W przypadku pierwszego modelu przebieg indywidualnych charakterystyk badanych zależy wyłącznie od wartości wyrazu wolnego oraz od czasu, czyli predyktora

zdefiniowanego na pierwszym poziomie. Przebieg wypadkowy odbiega od przebiegów indywidualnych, ponieważ estymowane współczynniki równania regresji tych ostatnich różnią się istotnie statystycznie od współczynników przebiegu wypadkowego. Interpretacja wyników uzyskanych za pomocą drugiego modelu nie jest tak jednoznaczna. Przebieg wypadkowy może być przypisany tylko tym osobom, dla których zdefiniowany na drugim poziomie zmienna objaśniająca przyjęła zerową wartość. Współczynniki γ_{00} , γ_{10} , γ_{20} reprezentują zatem średnią wartość wyrazu wolnego, nachylenia początkowego oraz członu kwadratowego tych osób. Wśród 17 zawodników biorących udział w niniejszych badaniach nie było takiej osoby. Jednak wobec niewielkich różnic pomiędzy wartościami współczynników przy członach stałych części modeli BS₁ i BS₂ możliwe okazało się wyznaczenie warunkowych trajektorii czasowych rekordowych wyników zawodników starszych i młodszych. Ich przebiegi potwierdziły w ilościowy sposób znane trenerom fakty o większym tempie przyrostu wspomnianych rekordów u młodych zawodników i stabilnego postępu w tym zakresie u starszych zawodników. Ze względu na sposób interpretacji wyników uzyskanych za pomocą modelu BS₂, struktury tego typu określane są w literaturze przedmiotu mianem modeli warunkowych (*conditional models*) [Shek i Ma 2011, Blackwelli i wsp. 2006].

W modelu BS₂ wykorzystano niezmienną względem czasu zmienną objaśniającą *iac*. W podobny sposób można wprowadzić inne, powszechnie stosowane zmienne tego typu jak płeć, początkowa masa lub poziom sportowy badanych. Odmiennego podejścia wymaga natomiast definiowanie zależnych od czasu współzmiennych. Opis takiej procedury znajduje się w pracach [Szyszka i Czaplicki 2021, Curran i Bauer 1991].

Wielomian drugiego stopnia okazał się wystarczająco dokładny przy aproksymacji przebiegów czasowych badanych rekordów. Uzyskane wyniki potwierdziły po raz kolejny użyteczność takiego sposobu aproksymacji, który wcześniej wykorzystano do badania rekordowych wyników w rwaniu i jego pochodnych [Szyszka i wsp 2022], zarzucie [Szyszka i Czaplicki 2021], przysiadach ze sztangą [Szyszka i wsp 2022], podrzucie [Miller i wsp. 2018] oraz dwuboju olimpijskim [Huebner i Perperoglou 2019]. Warto w tym miejscu zaznaczyć, że uzyskane przebiegi są nieliniowe względem czasu, choć został rozwiązany problem liniowy ze względu na poszukiwane współczynniki regresji. Zaistniała sytuacja wynika z faktu, że $time^2$ reprezentuje nową zmienną, dla której estymowano wartość współczynnika γ_{20} . Nieliniowa względem swoich argumentów jest funkcja maksymalnej wiarygodności, której minimum poszukiwano za pomocą iteracyjnego algorytmu Newtona-Raphsona. W podobny sposób można wprowadzić do równania (7) wielomiany wyższych stopni [Shek i Ma 2011] lub inne funkcje.

Wyniki wyjściowe z funkcji *lme* wywołanej z argumentami *trial* i *corARI()* wskazały jedynie na statystyczną istotność różnic pomiędzy pierwszym a kolejnymi pomiarami (Tab. 2). Sprawdzenie kontrastów za pomocą funkcji *emmeans* wykorzystującej dane zawarte w strukturze wyjściowej z funkcji *lme* pokazało, że pierwsze nieistotne statystycznie różnice wystąpiły dopiero pomiędzy szóstym i siódmym pomiarem. Potwierdza to obserwacje udokumentowane w pracy [Szyszka i wsp. 2022] dla przysiadu ze sztangą z przodu oraz dla przysiadów ze sztangą z tyłu dla grupy nieznacznie różniącej

się składem osobowym od grupy badanej w niniejszej pracy. Przeprowadzenie tradycyjnej analizy wariancji przy naruszonym warunku sferyczności wykazałoby brak statystycznie istotnych różnic pomiędzy sąsiednimi pomiarami t_3 i t_4 ($p < 0.21$), t_4 i t_5 ($p < 0.64$) oraz t_6 i t_7 ($p < 0.92$). Przytoczone wyniki obliczeń ukazują negatywne skutki wywołane bagatelizowaniem naruszenia warunku sferyczności. Podkreślają też znaczenie wprowadzenia do modelu korelacji pomiędzy powtarzаныmi pomiarami poprzez zastosowanie funkcji *corARI()*.

Prowadzone przez wiele miesięcy badania w formie powtarzanych pomiarów w podnoszeniu ciężarów są przedmiotem różnych analiz od kilku dekad. Rezultaty zorganizowanych w ten sposób badań podano w pracach [Häkkinen i wsp. 1987, Häkkinen i wsp. 1988]. Zamieszczono w nich rekordowe wyniki w rwaniu oraz podrzucie uzyskane przez elitarnych ciężarowców podczas rocznego i dwuletniego okresu treningowego i stwierdzono związek pomiędzy rekordowymi wynikami a wartościami parametrów fizjologicznych i biomechanicznych w organizmach badanych. Rekordowe wyniki uzyskane przez dzieci w okresie co najmniej 22 miesięcy poddano analizie statystycznej w pracy [Byrd i wsp. 2003]. W bardziej współczesnych opracowaniach sprawdzono tempo zmian rekordowych wyników u amerykańskich ciężarowców (kobiety) w ciągu 10 lat rywalizacji [Miller i wsp. 2018] oraz wyniki uzyskane w dwuboju podczas Mistrzostw Świata i Igrzysk Olimpijskich w latach 2013-2017 [Huebner i Perperoglou 2019]. Wspólną cechą wszystkich wymienionych badań było wykazanie statystycznie istotnych różnic pomiędzy średnimi wartościami określonych zmiennych w poszczególnych pomiarach. Pokrewne sposoby obliczeń są preferowane w innych pracach związanych z podnoszeniem ciężarów [Kruszewski i wsp. 2022]. Wyznaczenie indywidualnych przebiegów rekordowych wyników zawodników dopełniają tradycyjne metody obliczeń o nowe możliwości ilościowej oceny tempa przyrostów rekordów na podstawie charakteru przebiegu, jak również prognozowania wyników w kolejnym makrocyklu treningowym.

Podsumowując dyskusję należy wspomnieć o ograniczeniach, które mogły wpłynąć na jakość wyciągniętych wniosków lub utrudnić interpretację uzyskanych wyników. Większość z tych ograniczeń związanych ze sposobem rejestrowania rekordów młodych ciężarowców, brakiem normalizacji danych pomiarowych lub aproksymowaniem przebiegów rekordów uzyskanych w dłuższym czasie niż dwa makrocykle treningowe zostało opisanych w pracach [Czaplicki i wsp. 2019, Szyszka i wsp. 2022]. Należy również pamiętać, że wszystkie metody regresji są wrażliwe na występowanie pomiarów odstających, a definiowanie złożonych modeli z wieloma efektami interakcji oraz z rozbudowanym członem losowym utrudnia wyciągnięcie poprawnych wniosków, jak również może wywoływać brak zbieżności iteracyjnej procedury Newtona-Raphsona.

5. Wnioski

Podjęcie regresyjne jest użyteczną metodą przy badaniu układów z powtarzаныmi pomiarami, zwłaszcza w sytuacji, kiedy naruszenie założeń uniemożliwia wykonanie tradycyjnej analizy wariancji z powtarzаныmi pomiarami lub wielowymiarowej analizy wariancji.

Podjęcie regresyjne umożliwia uwzględnienie korelacji pomiędzy pomiarami oraz wybór modelu, który w największym stopniu jest dopasowany do danych empirycznych zgromadzonych w trakcie kilku pomiarów.

Wyznaczenie analitycznej postaci indywidualnych przebiegów czasowych pozwala na ocenę aktualnego poziomu sportowego zawodnika oraz na prognozowanie ich przyszłych wyników. Oba spostrzeżenia mogą mieć praktyczne znaczenia zarówno dla trenerów jak i zawodników.

Piśmiennictwo

- [1] AIKEN L.S., WEST S.G. (1991) *Multiple regression: testing and interpreting interaction*. Newbury Park, Sage.
- [2] BLACKWELL E., MENDES DE LEON C.F., MILLER G.E. (2006) *Applying mixed regression models to the analysis of repeated measures in psychosomatic medicine*. *Psychosom. Med* 68:870-878.
- [3] BYRD R., PIERCE K., REILLY L., BRADY J. (2003) *Young weightlifters' performance across time*. *Sports Biomech* 2:133-140.
- [4] CURRAN P.J., BAUER D.J. (2011) *The disaggregation of within-person and between-person effects in longitudinal models of change*. *Annu. Rev. Psychol.* 62:583–619, doi:10.1146/annurev.psych.093008.100356.
- [5] CZAPLICKI A., SZYSZKA P., SACHARUK J., JASZCZUK J. (2019) *Modeling record scores in the snatch and its variations in the long-term training of young weightlifters*. *Plos One*, doi: 10.1371/journal.pone.0225891.
- [6] GREENHOUSE S., GEISSER S. (1959) *On methods in the analysis of profile data*. *Psychometrika* 24: 95–112.
- [7] HÄKKINEN K., KOMI P.V., ALÉN M., KAUKANEN H. (1987) *EMG, muscle fibre and force production characteristics during a 1 year training period in elite weight-lifters*. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 56:419-427.
- [8] HÄKKINEN K., PAKARINEN A., ALÉN M., KAUKANEN H., KOMI P.V. (1988) *Neuromuscular and hormonal adaptations in athletes to strength training in two years*. *J. Appl. Physiol.* 65:2406-2412.
- [9] HUEBNER M., PERPEROGLU A. (2019) *Performance development from youth to senior and age of peak performance in Olympic weightlifting*. *Front. Psychol.*10, <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01121>.
- [10] HUYNH H., FELDT L.S. (1976) *Estimation of the Box correction for degrees of freedom from sample data in randomized block and split-plot designs*. *J. Educ. Stat.* 1:69–82.
- [11] KRUSZEWSKI M., KRUSZEWSKI A., TABĘCKI R., MIERZEJEWSKI B., PAŁOWSKI Ł. (2022) *Range of motion in selected joints in relation to sports performance and technique effectiveness in weightlifting*. *Pol. J. Sport Tour.* 2, 29(1):9-13.
- [12] LAIRD N.M., WARE J.H. (1982) *Random-effects models for longitudinal data*. *Biometrics* 2,38:963-974.
- [13] LINDSTROM M.J., BATES D.M. (1988) *Newton-Raphson and EM algorithms for linear mixed-effects models for repeated-measures data*. *J. Am. Stat. Assoc.*83:1014–1022.
- [14] MILLER J.D., VENTRESCA H.C., BRACKEN L.E. (2018) *Rate of performance change in American female weightlifters over 10 years of competition*. *Int. J. Exerc. Sci.* 11:290–307.
- [15] PINHEIRO J., BATES D., DEBROY S., SARKAR D. R. (2018) *Core Team nlme: Linear and nonlinear mixed effects models*. R package version 3.1.

- [16] RAUDENBUSH S.W., BRYK A.S. (2002) *Hierarchical linear models: Applications and data analysis methods*. Thousand Oakes, Sage.
- [17] SHEK D.T.L., MA C.M.S. (2011) *Longitudinal data analysis using linear mixed models in SPSS: Concepts, procedures and illustrations*. Sci. World J.11: 42-76.
- [18] SINGER J.D., WILLET J.B. (2003) *Applied longitudinal data analysis*. New York, Oxford Press.
- [19] STOER J., BULIRSH R. (1987) *Wstęp do analizy numerycznej*. PWN, Warszawa.
- [20] SZYSZKA P., CZAPLICKI A. (2021) *Analysis of record scores in the clean and its variations in the long-term training of young weightlifters*. J. Strength Cond. Res.35:2383-2388.
- [21] SZYSZKA P., ZIELIŃSKA-STUBIŃSKA W., CHWALUK A. (2022) *Modelling front and back squat record scores in long-term training of young weightlifters*. Pol. J. Sport Tour.29(4):1-8.

Zastosowanie cyfrowej korelacji obrazu do oceny aktywności mięśni - badania pilotażowe

M. RATAJCZAK¹, E. GANUSZKO², T. KLEKIEL¹

¹Katedra Inżynierii Biomedycznej, Instytut Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski

²Spectro-lab, przedstawiciel Dantec Dynamics GmbH w Polsce

Słowa kluczowe: biomechanika, cyfrowa korelacja obrazu, ruch, analiza lokomocji, wkładki obuwnicze

1. Wstęp

Najczęstszymi aktywnościami ruchowymi człowieka jest chodzenie, a następnie bieganie. Pierwotnie człowiek przemieszczał się na boso, a wraz z rozwojem cywilizacji, koniecznością poruszania się po różnych nawierzchniach, a także ochroną przed zimmem, człowiek zmuszony został do używania obuwia. Należy zauważyć, że w obecnych czasach oprócz zastosowań funkcjonalnych obuwie spełnia także aspekty wizualne. Stąd też można zauważyć szybki rozwój przemysłu obuwniczego – w szczególności w obszarze sportowym. Z uwagi na to, że bieganie to naturalny rodzaj ruchu człowieka, cieszy się ono bardzo szerokim zainteresowaniem wśród ludzi.

Aktywność fizyczna jest podstawową formą mobilności dla większości sportów zarówno indywidualnych jak i zespołowych. Mimo iż, bieganie uważane jest za prostą czynność, związana jest ona ze złożoną integracją ruchów we wszystkich stawach i segmentach ciała. Siła reakcji podłoża podczas trwania fazy pośredniej w biegu waha się od 1,5 do 5 - krotności masy ciała [Caprio i wsp. 2010] i wywołuje przeciążenia tkanek zarówno miękkich jak i twardych, co wpływa na cały układ ruchu. Badacze donoszą, że główne dysfunkcje powstają między dolną częścią pleców a stopą [Benca i wsp. 2020]. Należy podkreślić, iż jak powszechnie wiadomo, podczas lokomocji za dźwiganie ciężaru ciała głównie odpowiadają stopy [Marecki 2004].

Ludzka stopa jest złożonym układem biomechanicznym składającym się z licznych kości, więzadeł, ścięgien i tkanki łącznej, tworzących konstrukcje łukową sklepienia. Łuki poprzeczne i podłużne wynikają z adaptacji stopy poprzez przeciwdziałanie ciężarowi ciała. Zaburzenie tej naturalnej biomechaniki stóp może być związane z niedopasowanym podłożem w obuwie. Głównym punktem podparcia są wkładki do butów, które stanowią ważny łącznik pomiędzy stopą a obuwem. Należy podkreślić, że znaczna część urazów związana jest z wytrzymałością zmęczeniową, rozumianą jako powtarzające się mikrourazy przeciążające ścięgna, kości, więzadła lub mięśnie [Willems i wsp. 2012]. Zatem kluczowe staje się odpowiednie dobranie wkładki, która ochroni staw skokowy oraz kolanowy, a także pozwoli zredukować silne obciążenia impulsowe na stopę poprzez

rozłożenie ciężaru na większej powierzchni, a tym samym prowadząc do zmniejszenia zmęczenia mięśnia przy długotrwałym wysiłku.

Z punktu widzenia zarówno kształtowania się wzorca ruchowego, obciążenia poszczególnych struktur, zmęczenia mięśni a także ochrony przed nadmierną urazowością, problematyczny staje się dobór odpowiedniego rodzaju wkładki. Przemysł obuwniczy prześciga się w produkcji coraz to nowocześniejszych wkładek, których skuteczność rzadko jest weryfikowana, a jeśli jest - to procedura badawcza nie jest jednoznacznie ustandaryzowana, a zatem niewiele jest metod badawczych, które można uznać za obiektywną ocenę ich skuteczności.

Obecnie znane są badania dotyczące: komfortu użytkowania wkładek obuwniczych [Menz i Bonanno 2021], rozkładu nacisku podszewowego [Moisan i Cantini 2016], właściwości tłumiących wkładek [Alvarado-Rivari i wsp. 2022, O'Eary i wsp. 2008], czy też wpływ wkładek ortopedycznych na różnego rodzaju dysfunkcje stopy [Acak 2020, Zhai i wsp. 2016]. Niemniej jednak mało jest badań dotyczących wpływu wkładek obuwniczych na ocenę reakcji mięśni w tym mięśni podudzia [Kim 2018, Akuzawa i wsp. 2016], co jest szczególnie istotne w predykcji i zapobieganiu zbyt wczesnego zmęczenia mięśni i towarzyszących im dolegliwości bólowych.

W ocenie udziału poszczególnych mięśni w formowaniu aktywności ruchowej najbardziej popularnymi metodami są badania elektrofizjologiczne - takie jak elektromiografia. Metoda ta wykorzystuje potencjał czynnościowy mięśni do pomiaru jego aktywności i obecnie jest to najbardziej popularna metoda pozwalająca na uzyskanie cennych informacji o napięciu, stopniu jego aktywacji, i ewentualnym zmęczeniu. Niestety metoda ta charakteryzuje się także pewnymi ograniczeniami wynikającym z braku możliwości np. szczegółowej oceny, które partie są aktualnie aktywowane jak również trudności w formowaniu się sygnału pomiarowego w elektrodach, co niesie za sobą spore trudności z uwagi na zakłócenia, nieciągłości sygnału oraz zmiany impedancji wskutek wydzielin skórnych itp.

Wychodząc naprzeciw wyzwaniu związanym z opracowaniem skutecznej i obiektywnej metody pozwalającej na ocenę subtelnych zmian w mięśniu, zaproponowano obserwację zmian geometrii mięśni na całej jego powierzchni. Zaproponowana metoda pozwala na wyznaczeniu odkształcenia mięśnia w wyniku aktywności. Do wyznaczenia odkształceń zaproponowano metodę cyfrowej korelacji obrazu (KCO). Wyniki badań wskazują, że zaproponowana metoda może być dobrą alternatywą w stosunku do aktualnie powszechnie stosowanych metod oceny powierzchniowej aktywności mięśniowej. Obecnie stosuje się szereg technik takich jak ultrasonografia [Corrigan i wsp. 2008], czy rezonans magnetyczny [Vukov i wsp. 1991]. Zastosowana metoda korelacji obrazu z powodzeniem jest stosowana m. in. w antropologii [Bonetto i wsp. 2003], a także istnieją liczne doniesienia opisujące wyniki badań oceny właściwości tkanek miękkich takich jak: błona bębenkowa człowieka [Cheng i wsp. 2007], tkanek szyi [Myers i wsp. 2008], rogówki bydłowej [Boyce i wsp. 2008], tętnic mysich [Sutton i wsp. 2008], czy także właśnie aktywności mięśni [Omkar i wsp. 2017] uzyskanych z wykorzystaniem (KCO).

Aby obiektywnie porównać zmiany w oddziaływaniu na układ ruchu kończyny dolnej wkładek obuwniczych, autorzy pracy wykorzystali metodę KCO do oceny zmian geometrii mięśnia podczas jego aktywności w czasie ruchu kończyny, badając wpływ różnych rodzajów wkładek na odpowiedź biomechaniczną mięśni podudzia.

2. Material i metody

W badaniu zastosowano metodę (KCO) do analizy reakcji biomechanicznej ścięgien i mięśni w zależności od zastosowanej wkładki obuwniczej. Eksperyment przeprowadzono analizując zmiany geometrycznego kształtu brzośca mięśnia brzuchatego łydki oraz okolicznych struktur tkankowych dorosłej kobiety aktywnie uprawiającej sport. Pomiar realizowano poprzez obciążenie kończyny prawej zaopatrzonej w obuwie z wkładką korekcyjną o pięciu różnych charakterystykach, obciążonej masą ciała. Dodatkowo obserwowano zmiany w kształtowaniu się brzośca podczas kontrolowanego i powtarzanego w czasie zginania i prostowania palców prawej stopy. Badanie przeprowadzono na systemie cyfrowej korelacji obrazu DIC Q400 od Dantec Dynamics. W skład zestawu wchodziły: dwie kamery 5 Mpx, z obiektywami 23mm, do tego oświetlacz monochromatyczny o barwie czerwonej. Analiza obrazu oraz pomiary dokonano na oprogramowaniu Istra4D w wersji 4.9.



Ryc. 1 Stanowisko pomiarowe DIC Q400.

W badaniu wykorzystano 5 różnych wkładek: 1 – zwykła, nieprofilowana; 2 – zwykłą delikatnie profilowaną, 3 – mocno profilowaną, ale i bardzo miękka (przestrzenna konstrukcja pianki) stosowana w butach do jazdy na deskorolce, gdzie kluczowa jest ochrona kostek od obciążeń przy upadkach z większej wysokości, 4 – sztywna, mocno profilowana wkładka ortopedyczna, z przeznaczeniem biegania, 5 – mocno profilowana wkładka, do większej aktywności fizycznej, z częściowo miękką (miejscowe wkładki

żelowe). Ponadto jako punkt odniesienia wykonano pomiary na gołej stopie bez żadnych wkładek - gdzie stopa mogła się układać w naturalny dla niej sposób.



Ryc. 2 Stanowisko pomiarowe z różnymi rodzajami wkładek: a) kończyna pokryta b) wykorzystane w pracy wkładki obuwnicze.

Do pomiarów za pomocą (KCO) kończynę dolną odpowiednio przygotowano. Polegało to na tym, że na początku należało wypełnić wszystkie pory tak aby nie dostała się do nich farba. W tym celu nałożono krem kosmetyczny na skórę, co ułatwiło późniejsze jej oczyszczenie. Na powierzchnię skóry kończyny naniesiono środek matujący o barwie białej do badań NDT (Non-destructive Testing). To zapobiegło możliwym refleksom świetlnym, gdyż gładka i ogolona skóra na napiętej łydce, mocno odbija światło. Na tak przygotowanej powierzchni kolejnym krokiem było namalowanie czarnych plamek (spekli), co przedstawia rys. 2a.

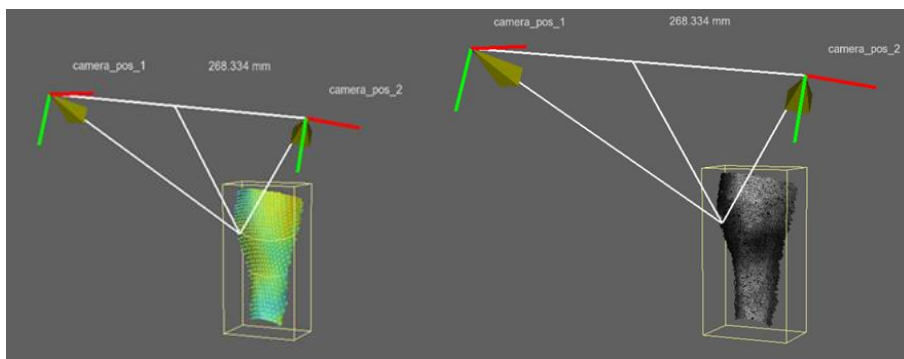
W badaniu istotne było odpowiednie ustawienie kamer, tak aby w obu obiektywach widoczny był ten sam obszar, ale pod różnym kątem. Następnie ustawiono ostrość obrazu, odpowiednio dopasowano światło (natężenie jak i kąt zamocowania samej lampy). Kolejnym krokiem było wykonanie kalibracji przy pomocy płyty kalibracyjnej o wymiarach dobranych do obszaru zajmowanego przez badany obiekt (BD-15.0mm-09x09). Płytę kalibracyjną przedstawiono na ryc. 3. Następnym krokiem było wykonanie ośmiu zdjęć dla płyty kalibracyjnej, pozycjonowanej pod różnymi kątami, tak aby system pomiarowy mógł na podstawie pozyskanych danych, wykonać obliczenia niezbędne do ustalenia wzajemnego położenia kamer, co w dalszych krokach pozwoliło na pomiar położenia punktów rozpoznawanych na powierzchni obiektu i określenia ich położenia względem kamer.

Każdy pomiar zaczynał się od wykonania zdjęcia referencyjnego, a następnie serii 40 zdjęć przy częstotliwości 2Hz. Po pomiarze wyniki opracowano do prezentacji w postaci rozkładów i map przemieszczeń. Wszystkie wyniki zostały obrobione w ten sam sposób, przy tych samych skalach (patrz rys. 4), co umożliwiło ich porównanie.



Ryc. 3 Widok płyty kalibracyjnej.

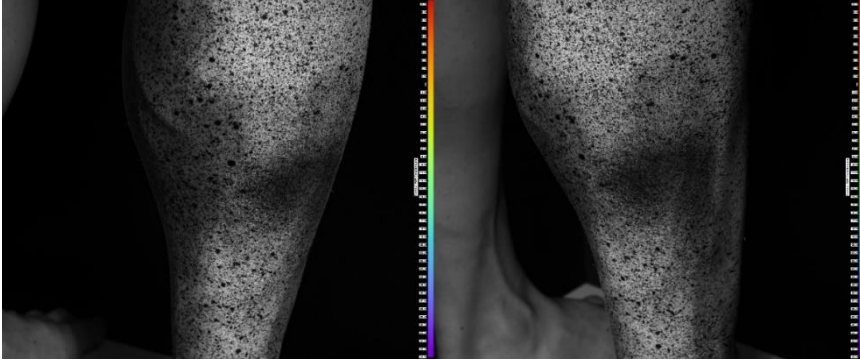
Przeprowadzony eksperyment polegał na zmuszeniu mięśnia brzuchatego łydki do napięcia, przy czym napięciu mięśnia towarzyszył kontakt kończyny z podłożem a tym samym prowadziło do obciążenia badanych wkładek. Aktywność mięśniowa została wywoływana poprzez przeniesienie masy ciała z lewej na prawą nogę, a następnie wykonanie powtarzalnych dwóch zgięć palców u stopy. Na skorelowaną powierzchnię na wysokości zaczepów ścięgna Achillesa, do mięśni jak i na wysokości największego obwodu mięśnia brzuchatego łydki, poprowadzono linie ułatwiające wybór punktów charakterystycznych dla oceny zmian w kształcie geometrycznym mięśnia. W konsekwencji obserwowano odkształcenia na całej powierzchni jak i w wybranych punktach znajdujących się na tych liniach.



Ryc. 4 Konfiguracja z ustawienia kamer względem badanego obiektu a) bez widocznej korelacji b) z widoczną korelacją.

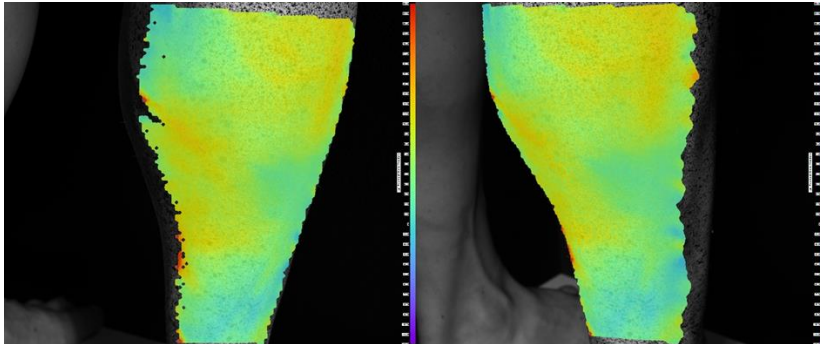
Na rysunkach przedstawiono widoki 2D jaki widzi z osobna każda z kamer. Dopiero po złożeniu obrazu z obu kamer, możemy obserwować przemieszczenia oraz odkształcenia na powierzchni. Zasada jest podobna do działania ludzkiego oka, które pojedynczo widzi otaczający świat w 2D. Na podstawie uzyskanych obrazów, móz,

dokonując odpowiednich przekształceń, przetwarza obraz uzyskany z pary oczu w trójwymiarowy obraz. Jest to możliwe dzięki temu, że każde oko widzi ten sam punkt, a oczy są ustawione względem siebie pod innym kątem.



Ryc. 5 Widoki 2D z kamer.

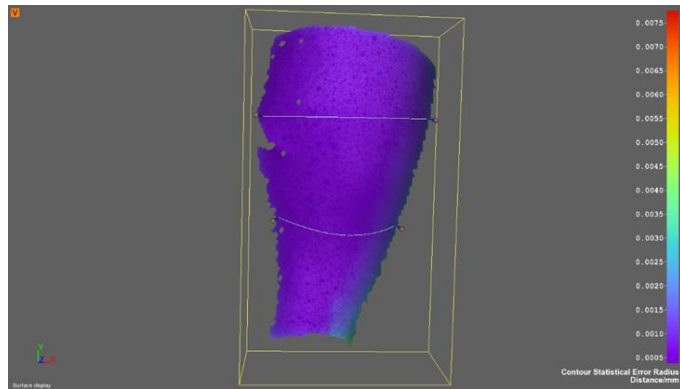
Na rysunku 5 przedstawiono obraz z kamer (lewej i prawej). Rysunek 6 przedstawia obraz z kamery pierwszej jak i kamery drugiej z widoczną korelacją obrazu (około 6500 punktów).



Ryc. 6 Widoki z kamer z widoczną korelacją obrazu.

Zastosowany w niniejszych badaniach system Dantec Dynamics, w dedykowanym oprogramowaniu Istra4D posiada funkcje przedstawienia błędów pomiarowych niezależnie dla każdego z punktów pomiarowych.

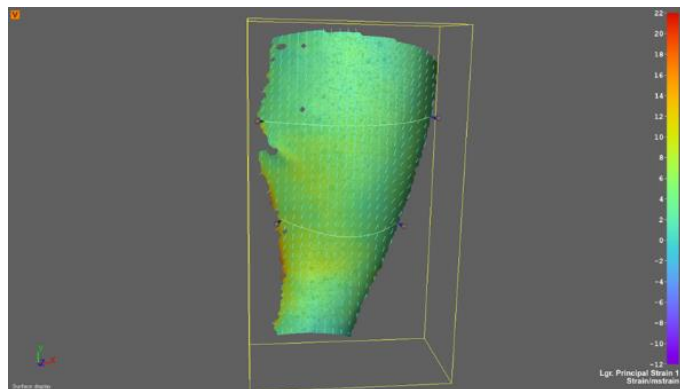
Wyniki analizy błędów przedstawiono na ryc. 7. Dokonana analiza wskazuje, że uzyskane błędy są na poziomie pojedynczych mikrometrów i z uwagi na wielkość badanego obiektu, mogą być uznane za pomijalnie małe. Ten poziom błędów wskazuje, że niedokładności w tworzeniu mapy punktów na powierzchni badanego obiektu, nie wpływają na uzyskane wyniki przemieszczeń i odkształceń.



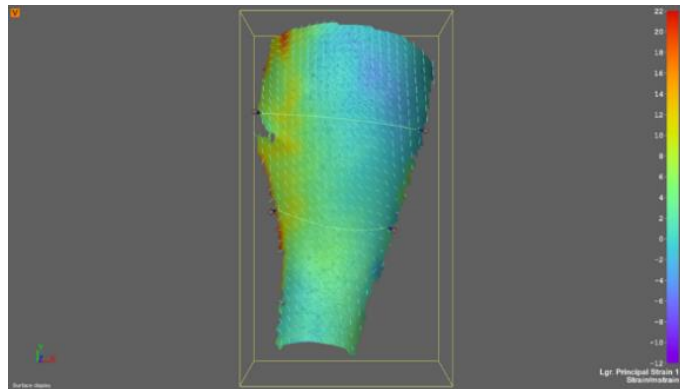
Ryc. 7 Błędy pomiarowe dla każdego z punktów.

3. Wyniki

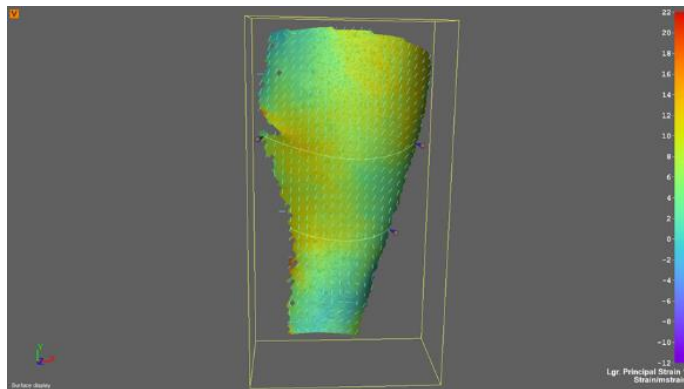
W efekcie przeprowadzonych badań uzyskano odkształcenia na goleni, które przedstawiono w ujęciu graficznym na rysunkach 9-14 oraz w postaci wykresów 15-20. Badania wykonywano z częstotliwością 2Hz - 1 krok = 0,5 [s]. Należy zaznaczyć, że zdolność mięśnia do wykonywania pracy mechanicznej zależy od interakcji między jego komponentami kurczliwymi (mięśnie łydek), a jego komponentami elastycznymi (ścięgno Achillesa) [Lichtwark i Wilson, 2006].



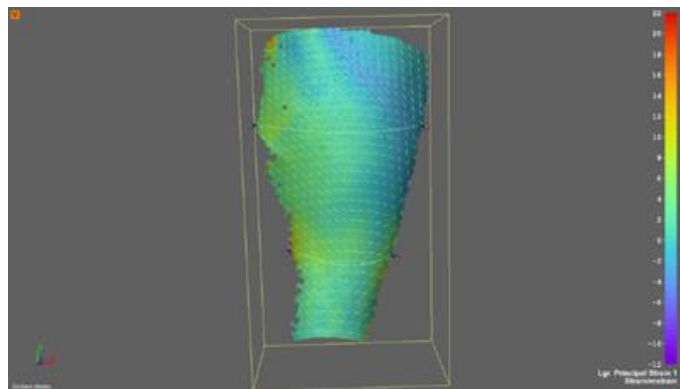
Ryc. 8 Graficzne wyniki badań – odkształcenia mięśni łydki oraz przyczepów na ścięgno Achillesa - zwykła wkładka, bez profilowania.



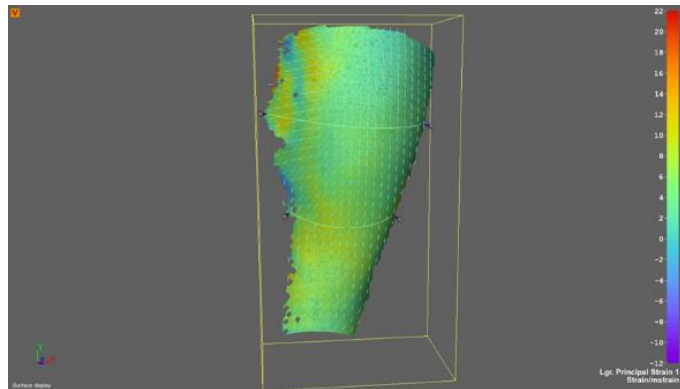
Ryc. 9 Graficzne wyniki badań – odkształcenia mięśni łydki oraz przyczepów na ścięgnie Achillesa - wkładka o lekkim profilowaniu.



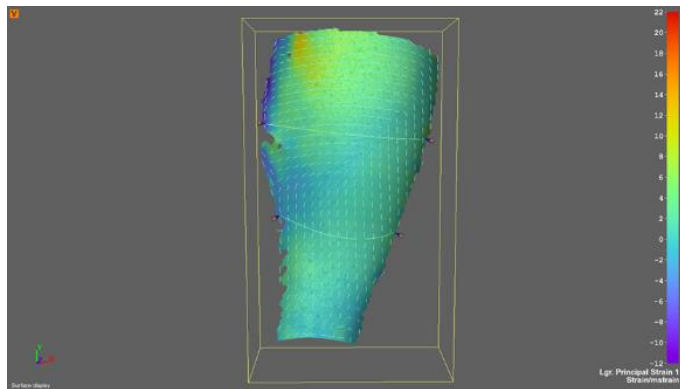
Ryc. 10 Graficzne wyniki badań – odkształcenia mięśni łydki oraz przyczepów na ścięgnie Achillesa - mocno profilowana wkładka, z miękkiego materiału o dużej pochłalności energetycznej.



Ryc. 11 Graficzne wyniki badań – odkształcenia mięśni łydki oraz przyczepów na ścięgnie Achillesa - mocno profilowana wkładka, z miękkiego materiału o dużej pochłalności energetycznej.



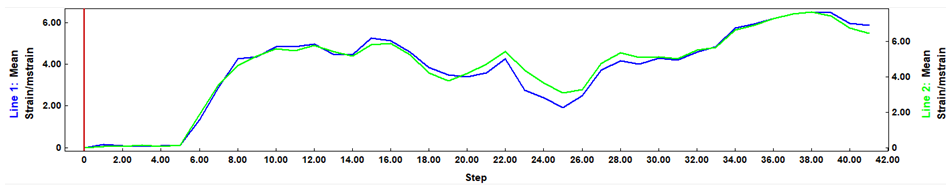
Ryc. 12 Graficzne wyniki badań – odkształcenia mięśni łydki oraz przyczepów na ścięgnie Achillesa - wkładka ortopedyczna o mocnym profilowaniu, ale miejscowo z elementami miękkimi.



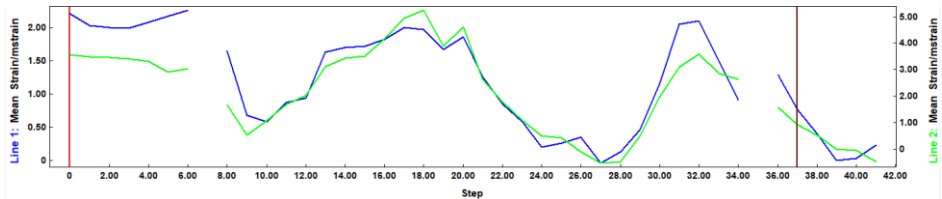
Ryc. 13 Graficzne wyniki badań – odkształcenia mięśni łydki oraz przyczepów na ścięgnie Achillesa - goła stopa bez żadnej wkładki.

Na wykresach 14-19 przedstawiono zmiany odkształceń w zależności od rodzaju wkładki. Profile odkształceń na obwodzie brzuśca mięśnia wskazują, że ułożenie stopy i wynikające z zastosowania wkładki o zadanym profilu powodują, że poziomy napiecia mięśniowego nie zmieniają się istotnie w czasie choć w przypadku profilowania wkładki, napiecia mięśniowe obserwowane jako zmiana kształtu powierzchni brzuśca, obejmuje większy obszar mięśnia, a to sugeruje, że obciążenie struktury mięśniowej jest bardziej stabilne. Stabilność aktywności mięśniowej wyrażona jako niezmiennosc napiecia w czasie może w konsekwencji długotrwałego treningu z udziałem danego rozwiązania wkładki generować mniejsze zmęczenie a tym samym zwiększyć komfort. Linie na wykresach 15-20 przedstawiają odpowiednio odkształcenie na poziomie brzuśca mięśni (niebieska) i ścięgien (zielona).

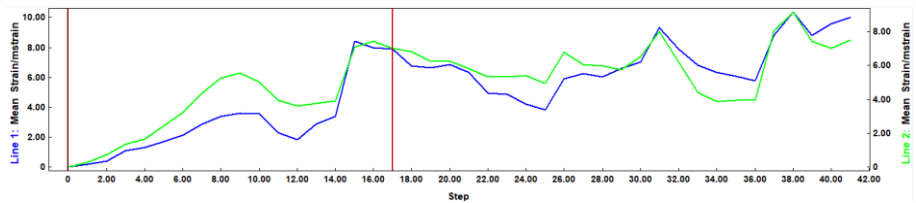
Na podstawie wartości amplitudy zmian odkształceń brzuśca oraz oceny zmienności odkształceń w czasie, możliwe jest wskazanie rozwiązania wkładki, które z punktu widzenia użytkownika a więc jego komfortu w trakcie treningu jest najlepsze.



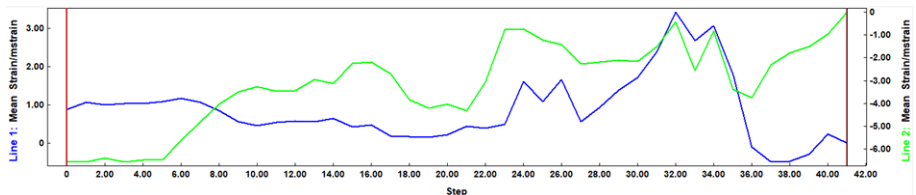
Ryc. 14 Wykres odkształcenia [-] w czasie [s] – a) zwykła wkładka, bez profilowania.



Ryc.15 Wykres odkształcenia [-] w czasie [s] – b) wkładka o lekkim profilowaniu.

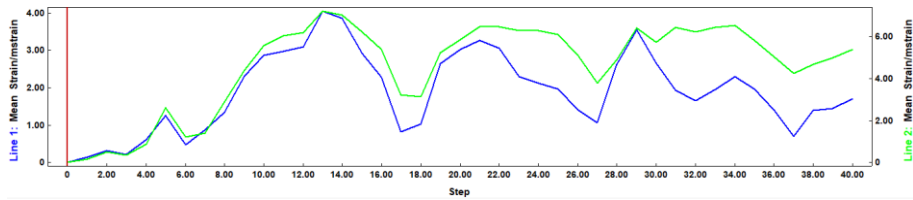


Ryc. 16 Wykres odkształcenia [-] w czasie [s] – c) mocno profilowana wkładka, z miękkiego materiału o dużej pochłanialności energetycznej.

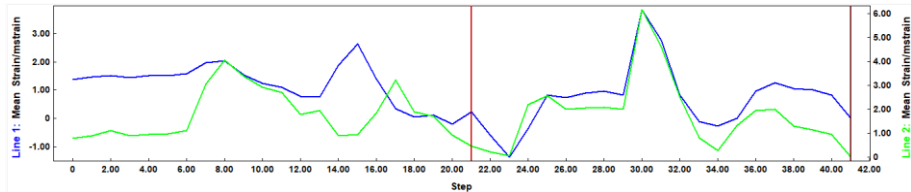


Ryc. 17. Wykres odkształcenia [-] w czasie [s] – d) wkładka ortopedyczna, o wysokim stopniu profilowania, twarda z przeznaczeniem do biegania.

Wskazana wkładka z ryc. 17, na podstawie analizy wykresów 14-19, koreluje z subiektywnymi odczuciami pacjenta mierzonymi w ślepej próbie. Uzyskane dane wskazują, że wkładka ortopedyczna, o wysokim stopniu profilowania, twarda z przeznaczeniem do biegania, zdaniem użytkownika, jest najbardziej komfortową i wygodną.



Ryc. 18 Wykres odkształcenia [-] w czasie [s] – e) wkładka ortopedyczna o mocnym profilowaniu, ale miejscowo z elementami miękkimi.



Ryc. 19 Wykres odkształcenia [-] w czasie [s] – f) goła stopa bez żadnej wkładki.

4. Dyskusja i wnioski

W pracy, za pomocą cyfrowej korelacji obrazu wykazano wpływ różnych wkładek obuwniczych na aktywność mięśni goleni. W tym kontekście zastosowanie tej metody jest podejściem innowacyjnym, gdyż pozwolił na obiektywny wybór wkładki sprawiającym potencjalnie najwyższy komfort użytkownikowi.

Zarówno obserwacje jak i badania literaturowe wskazują, że biegacze zwykle lądują na pięcie, dlatego też wkładki przeznaczone do biegania powinny posiadać stabilną piętę z wypełnieniem amortyzującym. Docelowo taki profil wkładki ma za zadanie stłumić uderzenie i utrzymać piętę w prawidłowej pozycji [Nałęcz 2004]. Natomiast badania przeprowadzone w tej pracy wykazały, że stosowanie dedykowanych wkładek do biegania, o mocnym profilu wywołuje wstępne napięcia na mięśniu łydki. Taka wstępna aktywacja mięśnia powoduje, iż noga pod pewnymi względami jest już gotowa do określonego ruchu. Zjawisko to można zaobserwować na wykresie 18 i 19 – mięśnie mają inne odkształcenia jak ścięgna i zaczepy. Niemniej jednak noszenie tego rodzaju wkładek na co dzień nie jest wskazane, bo wstępne napięcia podczas codziennych aktywności może powodować dyskomfort. Dlatego też, niezbędne jest odpowiednie dopasowanie wkładek w zależności od wykonywanej aktywności ruchowej w ciągu dnia lub też jej braku (praca przy biurku). Odpowiednie funkcjonale wkładki mogą zmniejszać zmęczenie mięśnia dolnej części nogi [Nagai i wsp. 2021]. Podobne wnioski z wykorzystaniem EMG ze swoich badań wyciągnął Kim J.Y [2018].

Piśmiennictwo

- [1] AÇAK M. (2020) *The effects of individually designed insoles on pes planus treatment*. Sci. Reports 101.10. 1: 1–6, Nov. doi: 10.1038/s41598-020-76767-y.
- [2] AKUZAWA H., IMAI A., IZUKA S., MATSUNAGA N., KANEOKA K.(2016) *Calf muscle activity alteration with foot orthoses insertion during walking measured by fine-wire electromyography*. J. Phys. Ther. Sci. 28. 12: 3458, Dec. doi: 10.1589/JPTS.28.3458..

-
- [3] ALVARADO-RIVERA D., NIÑO-SUÁREZ P. A., CORONA-RAMÍREZ L. G. (2022) *Semiactive Knee Orthotic Using a MR Damper and a Smart Insole to Control the Damping Force Sensing the Plantar Pressure*. *Front. Neurobot.* 16. May. doi: 10.3389/FNBOT.2022.790020.
- [4] BENCA E. ET AL. (2020) *Analysis of Running-Related Injuries: The Vienna Study*. *J. Clin. Med.* 9. 2, Feb. doi: 10.3390/JCM9020438.
- [5] CAPRIO F. DI, BUDA R., MOSCA M., CALABRÒ A., GIANNINI S. (2010) *Foot and lower limb diseases in runners: Assessment of risk factors*. *J. Sport. Sci. Med.* 9. 4: 587–596
- [6] KIM J. Y. (2018) *The effect of insole on muscle activity and muscle fatigue at sit to standing of tibialis anterior and gastrocnemius in adult male*. *J. Phys. Ther. Sci.* 30. 2: 297. doi: 10.1589/JPTS.30.297.
- [7] MARECKI B. (2004) *Anatomia funkcjonalna w zakresie studiów wychowania fizycznego i fizjoterapii*.
- [8] MENZ H. B., BONANNO D. R. (2021) *Footwear comfort: a systematic search and narrative synthesis of the literature*. *J. Foot Ankle Res.* 14. 1 doi: 10.1186/S13047-021-00500-9.
- [9] MOISAN G., CANTIN V. (2016) *Effects of two types of foot orthoses on lower limb muscle activity before and after a one-month period of wear*. *Gait Posture* 46: 75–80, May. doi: 10.1016/J.GAITPOST.2016.02.014.
- [10] NAGAI M., TAZAWA M., IBE Y., NAKAO Y., WADA N. (2021) *The Ankle Energetic Effect of Functional Insoles on Walking*. doi: 10.21203/rs.3.rs-1037491/v1.
- [11] NAŁĘCZ M. (2004) *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna*. Tom 5 Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna.: 113–158.
- [12] O'LEARY K., VORPAHL K. A., HEIDERSCHEIT B. (2008) *Effect of Cushioned Insoles on Impact Forces During Running*. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 98. 1: 36–41, Jan. doi: 10.7547/0980036.
- [13] OMKAR S. N., RAVIPRAKASH S., VISHWAS S., KULKARNI K. P. (2017) *An Analysis of Leg Muscle Stretch Using 3D Digital Image Correlation*. <https://services.igi-global.com/resolvedoi/resolve.aspx?doi=10.4018/IJOCL.2017070103>, 7. 3: 30–43, Jan. doi: 10.4018/IJOCL.2017070103.
- [14] WILLEMS T. M., DE RIDDER R., ROOSEN P. (2012) *The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running*. *Gait Posture*. 35. 3: 405–409, Mar. doi: 10.1016/J.GAITPOST.2011.10.362.
- [15] ZHAI J. N., QIU Y. S., WANG J. (2016) *Effects of orthotic insoles on adults with flexible flatfoot under different walking conditions*. *J. Phys. Ther. Sci.* 28. 11: 3078. Nov. doi: 10.1589/JPTS.28.3078.

Ocena rzetelności Entropii Próbkowej w analizie chodu na tle klasycznych parametrów chodu

Evaluation of the reliability of Sample Entropy in gait analysis against the background of classical gait parameters

G. SOBOTA¹, W. MARSZAŁEK¹, K. SŁOMKA¹, A. BRACHMAN¹

1) Instytut Sportu, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, ul. Mikołowska 72a, 40-065 Katowice
email: g.sobota@awf.katowice.pl, w.marszalek@awf.katowice.pl, k.slomka@awf.katowice.pl, a.brachman@awf.katowice.pl

Słowa kluczowe: analiza chodu, entropia próbkowa, rzetelność pomiaru

1. Wstęp

Analiza chodu człowieka jest mocno eksplorowanym obszarem z uwagi na fundamentalne znaczenie chodu jako czynności lokomocyjnej, począwszy od obserwacji wzrokowej wspomaganej zapisem wideo [Aroojis i wsp. 2021] przez ocenę wybranych aspektów struktury cyklu chodu (sił reakcji podłoża, aktywności mięśniowej, kinematyki chodu) [Lencioni i wsp. 2019, Montefiori i wsp. 2018] aż po kompleksową ocenę z wykorzystaniem systemów do trójpłaszczyznowej analizy ruchu [Pilloni i wsp. 2019]. Oprócz podstawowych wielkości czasowo-przestrzennych lub kinematycznych, w analizie chodu stosuje się szereg różnych metod wskaźnikowych takich jak GGI [Schutte i wsp. 2019], GDI [Schwartz i Rozumalski 2008] czy też GPS [Baker i wsp. 2009], które charakteryzują się oceną stanu pacjenta za pomocą jednej zmiennej wyjściowej na podstawie dużego zbioru danych wejściowych. Coraz chętniej adaptuje się także metody i wielkości pierwotnie stworzone do innych celów, np. entropia, która wywodzi się z termodynamiki i opisujące stopień nieuporządkowania układu i rozproszenia energii [Delgado-Bomal i Marshak 2019].

W obszarze powiązanych z człowiekiem w ogólności, wykorzystuje się tę metodę do opisu losowości serii danych i oceny złożoności systemu powiązanego z działaniem organizmu ludzkiego [Delgado-Bomal i Marshak 2019, Yentes i wsp. 2018, Yentes i wsp. 2013], w tym także coraz częściej w analizie chodu człowieka [Raffalt i wsp. 2019]. Jedną z najpowszechniejszych technik jest metoda entropii próbkowej (SampEnt), która może być stosowana zarówno do sygnałów ciągłych jak i dyskretnych [Ahmadi i wsp. 2018, McCamley i wsp. 2018]. Analiza entropii dla danych dyskretnych (np. długość kroku, czasy faz chodu) daje wgląd w regularność zmiennych cykl do cyklu, ale brak informacji o tym co się dzieje wewnątrz cyklu [Ahmadi i wsp. 2018]. Wcześniejsi autorzy doszli do wniosku, że do stabilizacji wartości SampEn wystarczy około 2000 punktów danych [Yentes i wsp. 2018, Yentes i wsp. 2013, McCamley i wsp. 2018], co stanowi duże

ograniczenie w analizie chodu (uzyskanie 2000 cykli), a w przypadku populacji patologicznych może być niewykonalne [Yentes i wsp. 2013].

Z tego powodu SampEn został oblicza się przy mniejszej liczbie punktów danych lub przy użyciu sygnału ciągłego [McCamley i wsp. 2018]. Sygnał ciągły umożliwia określenie stabilności wzorca wewnątrz cyklu chodu. Stosowano różne rodzaje danych ciągłych do analizy złożoności chodu, w tym przyspieszenie tułowia [Ahmadi i wsp. 2018, Bisi i Stagni 2016, Ihlen i wsp. 2016], kąty w stawach [Lamoth i wsp. 2011, Terada i wsp. 2014] oraz środek nacisku przemieszczenia stóp (COP) [Ahmadi i wsp. 2018, Kujiben i wsp. 2018, Leverick i wsp. 2014]. Chociaż Ahmadi i wsp. [Ahmadi i wsp. 2018] doszli do wniosku, że entropia dla sygnałów ciągłych o próbkowaniu 120Hz lub 60Hz z przyjętymi warunkami $m = 2 \sim 6$ i $r = 0,2 \times SD$ byłaby preferowaną kombinacją, jednak została ona zweryfikowana tylko dla COP w kierunku bocznym (mediolateralnym).

Jedną z możliwości uzyskania dużej ilości punktów pomiarowych jest wykorzystanie bieżni mechanicznych, gdyż w krótkim czasie można obserwować wiele cykli chodu, zwykle w połączeniu z pełną diagnostyką w zakresie sił reakcji podłoża i czasowo-przestrzennej struktury ruchu [Jung i wsp. 2021]. Przy typowym 30 sekundowym czasie obserwacji średnio uzyskuje się około 2500 próbek z 20-30 cykli chodu w zależności od prędkości ruchu [Brachman i wsp. 2020]. Istnieją doniesienia wskazujące na bardzo dobry poziom rzetelności pomiarów klasycznych cech chodu na bieżni [McSweeney i wsp. 2020], ale brak takich analiz dla entropii. Dlatego celem naszych badań jest ocena rzetelności entropii próbkowej sygnałów ciągłych dla wszystkich komponentów COP (przednio-tylnej AP i bocznej ML) oraz wypadkowej pionowej siły reakcji podłoża podczas chodu na bieżni mechanicznej. Pozwoli to na ściślejsze określenie protokołu pomiarowego na potrzeby wyznaczania entropii próbkowej dla różnych cech chodu.

2. Materiał i metody

2.1. Grupa badana i protokół pomiarowy

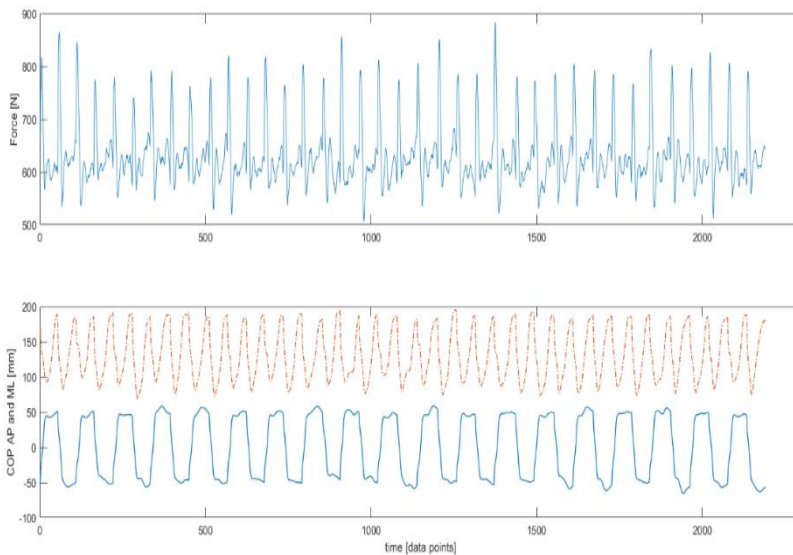
W badaniach wzięło udział 9 osób dorosłych obojga płci, o normalnej aktywności fizycznej (wiek $28,1 \pm 4,25$ lat, masa ciała $67,3 \pm 8,35$ kg, wysokość ciała $169,2 \pm 8,76$ cm). Osoby badane wyraziły pisemną zgodę na badanie, miały możliwość zrezygnowania z udziału w dowolnym momencie. Na badania uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej AWF Katowice nr 7/2020. Badania przeprowadzono przez Pracownię Biomechaniki AWF Katowice, posiadającą certyfikat jakości na prowadzenie procesu badawczego (ISO 9001-2015, nr PW-41212-21G).

Do pozyskania charakterystyk o zmianach położenia środka nacisku stóp na podłoże w kierunku przednio-tylnym (COP_AP) oraz bocznym (COP_ML) oraz informacji o wypadkowej pionowej sile reakcji podłoża (VGRF) wykorzystano bieżnię mechaniczną Zebris FDM-T (Zebris Medical GmbH, Niemcy) zawierającą platformę barorezystywną do pomiaru rozkładu nacisku na podłoże, o częstotliwości próbkowania 100Hz. Opracowanie sygnałów pomiarowych przeprowadzono z użyciem własnego oprogramowania działającego w środowisku MATLAB (Mathworks, Inc., Natick, MA).

Osoba badana brała udział w sesji pomiarowej w ciągu jednego dnia, podczas której rejestrowano chód z prędkością preferowaną, bez obuwia. Przed rozpoczęciem pomiarów był okres adaptacji do chodzenia po bieżni nie krótszy niż 5 minut podczas którego określano aktualny poziom prędkości preferowanej na bieżni. Procedura wymagała kilkukrotnego zwiększania i zmniejszania prędkości o niewielki interwał co 15-20 sekund, a badany wskazywał w jakiej prędkości porusza się najbardziej komfortowo. Następnie zapisywano 3 próby 30 sekundowe, z przerwą wypoczynkową między kolejnymi pomiarami nie krótszą niż 2 minuty, w tym także przed pierwszym zapisem.

2.2. Wyznaczenie entropii próbkowej

Do wyznaczenia entropii próbkowej dla wskazanych wcześniej zmiennych stosowano surowy sygnał, który był tylko obcinany na początku i końcu zapisu tak, aby rozpoczynał się pierwszym pełnym cyklem (od chwili pierwszego kontaktu stopy z podłożem) oraz aby kończył się również pełnym cyklem (do chwili przed postawieniem kontrlateralnej stopy na podłożę), co wynikało z charakteru pobranych danych z urządzenia. Aby uniknąć wpływu różnej ilości próbek dodatkowo ograniczono uzyskane wektory danych do 2200 punktów, tj. najmniejszej liczby próbek uzyskanej podczas pomiarów możliwych do analizy. Przykładowy zapis charakterystyki wypadkowej siły reakcji podłoża i środka nacisku stóp na podłożę prezentuje Rycina 1.



Ryc. 1 Przykładowy zapis charakterystyki czasowej wypadkowej pionowej siły reakcji podłoża ([N], górny panel) oraz środka nacisku stóp na podłożę ([mm], dolny panel) dla składowej przednio tylnej (czerwona przerywana linia) i bocznej (niebieska ciągła linia). Oś pozioma to czas wyrażony w ilości próbek.

Następnie dla każdej zmiennej ciągłej wyznaczono wartość entropii próbkowej (SampEnt) w oparciu o algorytm zaprezentowany przez Richmana i Moormana [2000]. SampEnt została zdefiniowana jako ujemny logarytm naturalny dla warunkowego prawdopodobieństwa, że seria punktów danych w pewnej odległości ‘m’ zostanie powtórzona w odległości ‘m+1’ (1).

$$SampEnt(r, m, N) = -\ln \left[\frac{A^{m+1}(r)}{B^m(r)} \right] \quad (1)$$

N to całkowita liczba punktów danych w szeregu czasowym, m to długość wektora porównywanego podczas serii danych, a r to kryterium wrażliwości, w którym takie same wektory są uważane za podobne. W przypadku danych eksperymentalnych m oznaczało liczbę próbek, które stanowiły wektor. Parametr r reprezentował tolerancję wariancji między próbami. W przypadku ruchu człowieka stały lub okresowy wzorzec chodu (seria czasowa o podobnych odległościach między punktami danych) wywołały niską wartość SampEn, a bardziej złożony wzorzec chodu (seria czasowa z dużymi różnicami między odległościami punktów danych) wywołały wyższą wartość SampEn. Tak więc idealnie powtarzalny szereg czasowy daje SampEn = 0, a idealnie losowy szereg czasowy daje wartość SampEn zbliżoną do 1. W kierunku nieskończoności [Delgado-Bomal i Marshak 2019]. Dobór wartości m i r przeprowadzono w oparciu o kryteria zaprezentowane przez Lake’a i wsp. [2002], który dopuszcza rozwiązania minimalizujące większy z błędów: względny SampEnt lub oszacowania prawdopodobieństwa warunkowego i dodatkowo nie przekraczający określonego progu wartości tego błędu względem przedziału ufności. Po sprawdzeniu zbioru wyników dla m=2 do 10 i r=0.1 do 0.8, wybrano do dalszej analizy wyniki dla dwóch zestawów: m=6 i r=0,2 oraz m=6 i r=0,3, gdyż tylko dla nich wszystkie zmienne (COP_AP, COP_ML, VGRF) jednocześnie spełniały wymagane założenia [Lake i wsp. 2002].

2.3. Analiza rzetelności

Zebrane wyniki entropii próbkowej oraz podstawowe zmienne z raportu chodu generowanego przez system Zebris posłużyły do analizy rzetelności. Dzięki powtórzeniu każdego z pomiaru 3 krotnie możliwe było przeprowadzenie analizy korelacji wewnątrzklasowej (ang. Intra class correlation – ICC). Rezultaty korelacji wewnątrzklasowej (ICC) opisanej bliżej przez Shrouta i Fleissa [1979] wyprowadzono z wyników analizy wariancji (ANOVA) dla powtarzanych pomiarów. Zgodnie z wytycznymi dotyczącymi wyboru i raportowania ICC do badań rzetelności pomiarowej [McGraw i Wong 1996, Koo i Li 2016, Liljeouist i wsp. 2019] zastosowano ICC i ich 95% przedział ufności w oparciu o bezwzględną zgodność i trzykierunkowy model losowy. Ponadto obliczono standardowy błąd pomiarowy (SEM) oraz dolną i górną granicę przedziału ufności (CI, zastosowano poziom ufności 95%). Ostatnim parametrem użytym była minimalna wykrywalna różnica (MDC) [Matheson 2019]. MDC służy do określenia wielkości zmiany odzwierciedlającej prawdziwą różnicę w zmiennej, a nie jako możliwy błąd. Wyniki ICC umożliwiają wskazanie poziomu rzetelności danych

pomiarowych oraz wymaganej liczby pomiarów do osiągnięcia założonego poziomu rzetelności na danym urządzeniu i przyjętym protokole pomiarowym.

3. Wyniki

Dla chodu badanej grupy z preferowaną prędkością wyniki analizy ICC wybranych zmiennych czasowo-przestrzennych i kinetycznych zaprezentowano w Tabeli 1.

Wszystkie zmienne (Tab. 1) prezentują bardzo wysoki poziom rzetelności pomiaru ($ICC > 0,9$). Dodatkowa analiza predykcji poziomu ICC w zależności od liczby wykonanych pomiarów wskazuje, że już jeden pomiar 30 sekundowy jest wystarczający do uzyskania stabilnych wyników badania.

Tab. 1 Wyniki rzetelności (ICC_{3n}) entropii próbkowej dla zmiennych czasowo przestrzennych i kinetycznych chodu wyznaczonej przy $m=6$ i $r=0,2$, gdzie: PU – przedział ufności, SEM – błąd standardowy pomiaru, MDC – najmniejsza istotna różnica wartości

zmienne	ICC _{3n}	PU dolny	PU górny	SEM	MDC
FootRotationL [st]	0.99	0.988	1.000	0.33	0.9
FootRotationR [st]	1.00	0.991	1.000	0.31	0.87
StepLengthL [cm]	1.00	0.997	1.000	0.33	0.92
StepLengthR [cm]	1.00	0.998	1.000	0.34	0.94
StepWidth [cm]	0.97	0.932	1.000	0.33	0.91
StancePhaseL [%]	0.99	0.971	1.000	0.11	0.3
StancePhaseR [%]	0.96	0.918	1.000	0.16	0.45
DoubleStancePhase [%]	0.99	0.979	1.000	0.16	0.43
StepTimeL [s]	1.00	0.990	1.000	0	0.01
StepTimeR [s]	0.99	0.973	1.000	0	0.01
StrideTime [s]	0.99	0.986	1.000	0	0.01
Cadence [kr/min]	0.99	0.987	1.000	0.43	1.19
MaximumForceForefootL [N]	1.00	0.996	1.000	7.45	20.65
MaximumForceForefootR [N]	1.00	0.996	1.000	7.29	20.21
MaximumForceMidfootL [N]	1.00	0.992	1.000	5.2	14.43
MaximumForceMidfootR [N]	1.00	0.994	1.000	4.68	12.98
MaximumForceHeelL [N]	1.00	0.996	1.000	4.85	13.45
MaximumForceHeelR [N]	1.00	0.991	1.000	7.14	19.79

Szczegółowe wyniki analizy rzetelności entropii próbkowej wybranych sygnałów ciągłych dla $m=6$ i $r=0,2$ prezentuje Tabela 2, zaś dla $m=6$ i $r=0,3$ prezentuje Tabela 3. Dla składowej przednio-tylnej środka nacisku stóp na podłoże COP_{AP} i wypadkowej siły pionowej reakcji podłoża VGRF uzyskano odpowiednio doskonały ($ICC > 0,9$) i wysoki poziom ($ICC > 0,8$) rzetelności pomiaru przy $r=0,2$ (Tab. 2) oraz nieco niższe wartości dla wszystkich zmiennych przy wyższym współczynniku r (Tab. 3). Niższy poziom rzetelności pomiaru uzyskano dla entropii próbkowej składowej bocznej COP

(COP_ML), o podobnym wpływie współczynnika r jak dla pozostałych zmiennych (0,7 dla $r=0,2$ i 0,64 dla $r=0,3$).

Tab. 2 Wyniki rzetelności (ICC_3n) entropii próbkowej dla COP_AP, COP_ML i VGRF wyznaczonej przy $m=6$ i $r=0,2$, gdzie: PU – przedział ufności, SEM – błąd standardowy pomiaru, MDC – najmniejsza istotna różnica wartości

zmienna	ICC_3n	PUdolny	PUgorny	SEM	MDC
COP_AP [mm]	0.95	0.885	1	0.01	0.03
COP_ML [mm]	0.7	0.36	1	0.01	0.02
VGRF [N]	0.81	0.594	1	0.03	0.08

Tab. 3 Wyniki rzetelności (ICC_3n) entropii próbkowej dla COP_AP, COP_ML i VGRF wyznaczonej przy $m=6$ i $r=0,3$, gdzie: PU – przedział ufności, SEM – błąd standardowy pomiaru, MDC – najmniejsza istotna różnica wartości

zmienna	ICC_3n	PUdolny	PUgorny	SEM	MDC
COP_AP [mm]	0.93	0.836	1	0.01	0.03
COP_ML [mm]	0.64	0.252	1	0.01	0.02
VGRF [N]	0.75	0.46	1	0.02	0.09

Wymagana liczba powtórzeń przy $r=0,2$ dla uzyskania doskonałej rzetelności pomiarów wynosi 3 dla COP_ML oraz 2 dla COP_AP i VGRF. Dla współczynnika $r=0,3$ predykcja liczby niezbędnych powtórzeń wzrasta o jeden dodatkowy pomiar w stosunku do niższego r .

4. Dyskusja

Niezależnie od rodzaju wykonywanych pomiarów, aby móc prawidłowo formułować wnioski na podstawie uzyskanych wyników, niezbędnym jest posiadanie pewności, że otrzymane wartości są pewną i rzetelną reprezentacją stanu badanego. Analiza poziomu rzetelności interesujących nas zmiennych powinna być przeprowadzona dla każdej procedury pomiarowej i urządzenia. W niniejszej pracy otrzymano wartości współczynnika $ICC > 0,9$ dla wszystkich podstawowych cech czasowo-przestrzennych i wybranych kinetycznych dla badania chodu w warunkach preferowanych. Podobnie wysokie wartości ICC ($ICCs > 0,87$) zaprezentowali Nuesch i wsp. [2018], choć obliczenia bazowały na dwóch powtórzeniach, ale dodatkowo wyznaczono powtarzalność pomiarów w odstępie siedmiu dni. Najmniejsze wartości wskazujące na istotne zmiany mierzonych wielkości były nieco większe, np. kąt rotacji stopy 1.5 stopnia względem wyniku niniejszej pracy poniżej 1 stopnia, długość kroku około 4cm względem niecałego centymetra w tej pracy. Mogło to być spowodowane bardziej zróżnicowaną grupą badanych oraz pomiarami przy sztywno ustalonych prędkościach pasa bieżni, a w tej pracy stosowano indywidualnie dobrane prędkości preferowane. Bardzo podobne wyniki rzetelności dla tego samego zakresu zmiennych obserwowano także w badaniach chodu u dzieci [McSweeney i wsp. 2020].

Niniejsza praca wydaje się być pierwszą z zakresu oceny rzetelności entropii próbkowej dla sygnałów ciągłych podczas chodu na bieżni. Wyniki wskazują na zróżnicowany poziom rzetelności w zależności od zmiennej (gorsze dla COP_ML, lepsze dla COP_AP i VGRF) oraz współczynnika r , czyli tolerancji wariancji między dopasowywanymi wektorami m i $m+1$. Nieco lepszą rzetelność uzyskano dla węższego pasa tolerancji $r=0,2$ (Tab. 2). Uzyskano również akceptowalną liczbę niezbędnych powtórzeń, która dla założonego poziomu rzetelności ($ICC>0,8$) wynosi 3 biorąc pod uwagę wszystkie zmienne (dla $r=0,2$). W pracy Riva i wsp. [2014] oceniającej Multiscale Entropy dla sygnałów ciągłych z akcelerometru umieszczonego na tułowiu podczas chodu naziemnego, wykazano na podstawie analizy rzetelności niezbędną liczbę cykli w przedziale od 19 do 35 dla COP_AP oraz od 10 do 65 dla COP_ML, co jest bliskie prezentowanym wynikom w tej pracy jeśli podczas jednej 30 sekundowej próby zarejestrowano średnio 24 cykle. Jednakże wskazuje się że SampEntr jest bardziej odpowiednią metodą [McCamley i wsp. 2018] dla sygnałów o stosunkowo małej liczbie punktów pomiarowych, pamiętając o tym, że liczba ta to ok. 2000 próbek [Yentes i wsp. 2018, Yentes i wsp. 2013].

Ograniczeniem niniejszej pracy jest zastosowanie tylko jednej wartości 'm' określającej długość wektora przy dopasowywaniu wzorca w analizowanym szeregu czasowym, jednakże został on dobrany na podstawie zalecanych kryteriów doboru m i r przez Lake'a i wsp. [2002]. Nie zastosowano również żadnego przetwarzania sygnału – normalizacji czasowej jak i amplitudowej, co ma wpływ na wyniki entropii próbkowej [Ahmadi i wsp. 2018, Leverick i wsp. 2014]. Zdecydowano o pozostawieniu surowego sygnału, gdyż wg doniesień literaturowych także zachowuje on efektywność dyskryminacyjną entropii różnych warunków chodu [Delgado-Bomal i Marshak 2019]. Kolejnym krokiem będzie weryfikacja rzetelności entropii próbkowej wyznaczonej dla sygnałów ciągłych poddanych różnym rodzajom opracowania sygnału, m.in. normalizacji amplitudowej i czasowej, która to obróbka wpływa na samą wartość entropii [Ahmadi i wsp. 2018, Leverick i wsp. 2014].

Piśmiennictwo

- [1] AHMADI S, SEPEHRI N, WU C, SZTURM T. (2018) *Sample entropy of human gait center of pressure displacement: A systematic methodological analysis*. Entropy.;20(8):1–17.
- [2] AHMADI S, WU C, SEPEHRI N, KANTIKAR A, NANKAR M, SZTURM T. (2018) *The effects of aging and dual tasking on human gait complexity during treadmill walking: A comparative study using quantized dynamical entropy and sample entropy*. J Biomech Eng.;140(1):1–10.
- [3] AROOJIS, A., SAGADE, B. & CHAND, S. (2021) *Usability and Reliability of the Edinburgh Visual Gait Score in Children with Spastic Cerebral Palsy Using Smartphone Slow-Motion Video Technology and a Motion Analysis Application: A Pilot Study*. JOIO **55**, 931–938 <https://doi.org/10.1007/s43465-020-00332-y>
- [4] BAKER R, MCGINLEY JL, SCHWARTZ MH, BEYNON S, ROZUMALSKI A, GRAHAM HK, TIROSH O. (2009) *The gait profile score and movement analysis profile*. Gait Posture. :30(3):265-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.020. Epub. Jul 24. PMID: 19632117.

- [5] BISI MC, STAGNI R. (2016) *Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: From development to decline*. *Gait Posture*;47:37–42
- [6] BRACHMAN A., SOBOTA G., MARSZALEK W., PAWŁOWSKI M., JURAS G., BACIK B. (2020) *Plantar pressure distribution and spatiotemporal gait parameters after the radial shock wave therapy in patients with chronic plantar fasciitis*, *Journal of Biomechanics.*;105, 109773, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109773>.
- [7] DELGADO-BONAL A, MARSHAK A. (2019) *Approximate entropy and sample entropy: A comprehensive tutorial.*, *Entropy* 21: 1–37.
- [8] HUIJBEN B, van SCHOOTEN KS, van DIEËN JH, PIJNAPPELS M. (2018) *The effect of walking speed on quality of gait in older adults*. *Gait Posture*.;65:112–6.
- [9] IHLEN EAF, WEISS A, BOURKE A, HELBOSTAD JL, HAUSDORFF JM. (2016) *The complexity of daily life walking in older adult community-dwelling fallers and non-fallers*. *J Biomech.*;49(9):1420–8.
- [10] JUNG, T., KIM, Y., KELLY, L. E., WAGATSUMA, M., JUNG, Y., & ABEL, M. F. (2021) *Comparison of Treadmill and Overground Walking in Children and Adolescents*. *Perceptual and Motor Skills.*; 128(3), 988–1001. <https://doi.org/10.1177/0031512521993102>
- [11] KOO T., LI M. A. (2016) *Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research*. *J Chiropr Med.* 15:155–163.
- [12] LAKE DE, RICHMAN JS, GRIFFIN M. P, MOORMAN R. J. (2002) *Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability*. *Am J Physiol - Regul Integr Comp Physiol.*;283(3 52-3)
- [13] LAMOTH CJ, DEUDEKOM FJ Van, CAMPEN JP Van, APPELS BA, VRIES OJ De. (2011) *Gait stability and variability measures show effects of impaired cognition and dual tasking in frail people*. *J. Neuroeng Rehabil.* 1–9.
- [14] LENCIONI, T., CARPINELLA, I., RABUFFETTI, M. (2019) *Human kinematic, kinetic and EMG data during different walking and stair ascending and descending tasks*. *Sci Data* 6, 309. <https://doi.org/10.1038/s41597-019-0323-z>
- [15] LEVERICK G, SZTURM T, WU CQ. (2014) *Using Entropy Measures to Characterize Human Locomotion*. *J Biomech Eng.*;136(12).
- [16] LILJEQUIST D, ELFVING B, ROALDSEN KS. (2019) *Intraclass correlation – A discussion and demonstration of basic features*. *PLoS One.*; 14(7): e0219854.
- [17] MATHESON G.J. (2019) *We need to talk about reliability: Making better use of test-retest studies for study design and interpretation*. *PeerJ.*: 7:1–25. <https://doi.org/10.7717/peerj.6918>
- [18] MCCAMLEY JD, DENTON W, ARNOLD A, RAFFALT PC, YENTES JM. (2018) *On the calculation of sample entropy using continuous and discrete human gait data*. *Entropy.*;20(10):1–20.
- [19] MCGRAW K., WONG S. (1996) *Forming inferences about some intraclass correlations coefficients: Correction*. *Psychol Methods.* 1:390–390. <https://doi.org/10.1037//1082-989x.1.4.390>
- [20] MCSWEENEY S., REED L., WEARING S. (2020) *Reliability and minimum detectable change of measures of gait in children during walking and running on an instrumented treadmill*, *Gait & Posture.*;75:105-108, ISSN 0966-6362, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.10.004>
- [21] MONTEFIORI E., MODENESE L., Di MARCO R., MAGNI-MANZONI S., MALATTIA C., PETRARCA M., RONCHETTI A., TANTURRI de HORATIO L., VAN DIJKHUIZEN P., WANG A., WESARG S., VICECONTI M., MAZZÀ C. (2019) *An image-based kinematic model of the tibiotalar and subtalar joints and its application to gait analysis in children with Juvenile Idiopathic Arthritis*, *Journal of Biomechanics.*;85, :27-36, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.12.041>.

- [22] NÜESCH C., OVERBERG J. A., SCHWAMEDER H., PAGENSTERT G., MÜNDERMANN A. (2018) *Repeatability of spatiotemporal, plantar pressure and force parameters during treadmill walking and running*, *Gait & Posture*,; 62:117-123, ISSN 0966-6362, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.017>.
- [23] PILLONI G, PAU M, COSTICI F, CONDOLUCI C, GALLI M. (2019) *Use of 3D gait analysis as predictor of Achilles tendon lengthening surgery outcomes in children with cerebral palsy*. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*.;55(2):250-257. DOI: 10.23736/s1973-9087.18.05326-1. PMID: 30156089
- [24] RAFFALT PC, MCCAMLEY J, DENTON W, YENTES JM. (2019) *Sampling frequency influences sample entropy of kinematics during walking*. *Med Biol Eng Comput*.(4):759–64.
- [25] RICHMAN JS, MOORMAN JR. (2000) *Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy maturity in premature infants* *Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy*. *Am J Physiol Hear Circ Physiol*.;278:2039–49.
- [26] RIVA F., BISI M.C., STAGNI R. (2014) *Gait variability and stability measures: Minimum number of strides and within-session reliability*, *Computers in Biology and Medicine*.; 50: 9-13, ISSN 0010-4825, <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2014.04.001>.
- [27] SCHUTTE, L. M., NARAYANAN, U., STOUT, J. L., SELBER, P., GAGE, J. R., SCHWARTZ, M. H. (2000) *An index for quantifying deviations from normal gait*. *Gait & Posture*; 11:25-31.
- [28] SCHWARTZ, M. H., ROZUMALSKI, A. (2008) *The gait deviation index: A new comprehensive index of gait methodology*. *Gait & Posture*; 28: 351-357.
- [29] SHROUT P., FLEISS J. (1979) *Intraclass orrelations: Uses in Assessing Rater Reliability*. *Psychol Bull*, 86: 420–428. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>
- [30] TERADA M, BOWKER S, THOMAS AC, PIETROSIMONE B, HILLER CE, RICE MS, GRIBBLE PA. (2014) *Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability*. *Hum Mov Sci*.;40:154-62. doi: 10.1016/j.humov.12.004. Epub 2014 Dec 29. PMID: 25553561.
- [31] YENTES JM, DENTON W, MCCAMLEY J, RAFFALT PC, SCHMID KK. (2018) *Effect of parameter selection on entropy calculation for long walking trials*. *Gait Posture*.;60(November 2017):128–34.
- [32] YENTES JM, HUNT N, SCHMID KK, KAIPUST JP, MCGRATH D, STERGIU N. (2013) *The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets*. *Ann Biomed Eng*.;41(2):349–65

rozdział II

BIOMECHANICZNE ASPEKTY RUCHU W PRAKTYCE

Wpływ masy dysku na kinematykę rzutu

J. MASTALERZ¹

¹ Wydział Wychowania Fizycznego, Katedra Sportów Indywidualnych, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, e-mail: janusz.mastalerz@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: lekkoatletyka, dysk, kinematyka, film, analiza 3D

1. Wstęp

Rzut dyskiem jest jedną z czterech rzutowych konkurencji lekkoatletycznych. Skomplikowane ruchy wykonywane z dużą prędkością w ograniczonej przestrzeni powodują, że rzut dyskiem jest technicznie i fizycznie bardzo wymagający. Z punktu widzenia biomechaniki zjawisko rzutu dyskiem można podzielić na dwie fazy: fazę wyrzutu (biorąc pod uwagę prędkość, wysokość i kąt jako główne parametry) oraz fazę lotu (która obejmuje kąt ataku, prędkość i kierunek wiatru jako główne parametry). Parametry wyrzutu są zasadniczo czynnikami kinematycznymi, a parametry lotu są czynnikami aerodynamicznymi, i obydwie mają bezpośredni wpływ na zasięg rzutu dyskiem [Ganslen 1964, Berger i wsp. 1995, Cheng 2007]. W fazie wyrzutu, gdy prędkość początkowa (wartość prędkości wyrzutu) i wysokość są optymalne, następuje zwiększenie zasięgu [Maroński 1991]. Odległość rzutu jest zasadniczo proporcjonalna do kwadratu prędkości początkowej [Hubbard i Cheng 2007], a więc jest najważniejszym czynnikiem wpływającym na zasięg [Barlett 1992]. Wysokość wyrzutu to odległość między środkiem masy dysku (CM) a podłożem w momencie wyrzutu. Większa wysokość wyrzutu powoduje, że dysk utrzymuje się dłużej w powietrzu, co skutkuje zwiększeniem zasięgu [Soonh 1976]. Wzrost wysokości wyrzutu o 1 m zwiększyłoby zasięg rzutu do około 2 m [Frohlich 1981], ale elitarni miotacze dyskiem utrzymują różnicę kilku centymetrów w zawodach [Knicker 1997]. Kąt wyrzutu to kąt między CM dysku a podłożem (kąt trajektorii). Dla wysokości początkowej lotu dysku większej niż zero, kąt wyrzutu musi być mniejszy niż 45°. A badania na elitarnych sportowcach pokazują, że optymalny kąt jest bliski 35° [Barlett 1992]. Kilku badaczy biomechaniki stosowało w przeszłości proste metody statystyczne, aby zrozumieć i przewidzieć zasięg [Hay i Yu 1995]. Niemniej jednak liniowa regresja statystyczna wskazuje, że tylko prędkość wyrzutu miała znaczący udział w przewidywaniu zasięgu rzutu dyskiem [Teraudus 1978, Gregor i wsp. 1985, McCoy i wsp. 1985, Dinu i wsp. 2004]. Przyczyny tak znaczącego wpływu prędkości wyrzutu ze statystycznego punktu widzenia zależą od niewielkich zmian wysokości wyrzutu i nieliniowej zależności między kątem a zasięgiem [Barlett 1992]. Badanie trzech parametrów wyrzutu, z wyłączeniem interakcji między nimi, ogranicza pełne przewidywanie zasięgu rzutu dyskiem z dobrą precyzją. Istnieje również znacząca zależność pomiędzy elementami kinematycznymi a parametrami lotu w przedstawianiu

złożonych zjawisk związanych z rzutem dyskiem. Wiele badań przeprowadzono w celu określenia optymalnych warunków wyrzutu dysku [Teraudus 1978, Gregor i wsp. 1985, McCoy i wsp. 1985, Hay i Yu 1995] W badaniach tych wykazano, że minimalna mierzona prędkość wyrzutu dysku na odległość ponad 60 m wynosiła 23,5 m/s. Ponadto wyniki regresji wielokrotnej [Hay i Yu 1995] wskazują, że prędkość wyrzutu miała znaczący wkład do przewidywania odległości rzutu. Ograniczenia udziału kąta wyrzutu do przewidywania odległości rzutu obejmują niewielki zakres zmian i możliwy nieliniowy związek między oficjalnymi odległościami i wybranymi zmiennymi kinematycznymi. Ponadto brak udziału wysokości wyrzutu do przewidywania odległości wynikał prawdopodobnie z braku normalizacji do wysokości ciała w chwili wyrzutu.

W rezultacie na podstawie obserwacji, badań i analiz czołowych zawodników ustalono, że aby osiągnąć odległość 74.08 m, optymalny kąt wyrzutu dla mężczyzn powinien wynosić $36,50^\circ$, przy minimalnej prędkości wyrzutu 26.662 m/s i kącie ataku $-10,25^\circ$ [Chiu 2008]. Warunki w tej analizie były podobne do wyników szacowanych przez Frohlich [1981] i Soong [1976]. Dla kobiet przy rzucie na odległość 76.80 m, przy minimalnej prędkości wyrzutu 27.044 m/s, optymalny kąt wyrzutu powinien wynosić $32,75^\circ$, a kąt ataku $-9,25^\circ$. Należy pamiętać, że duża prędkość początkowa w rzucie dyskiem oraz jego kształt powoduje, iż w zależności od ułożenia się w powietrzu tor lotu może się zmieniać. Jeżeli dysk będzie ułożony w powietrzu pod kątem, to powietrze będzie go opływało niesymetrycznie. Różnica działania strumieni powietrza od dołu i od góry stanie się źródłem siły unoszącej dysk. Ważny przy tym będzie kąt ataku zawarty pomiędzy płaszczyzną dysku a wektorem prędkości. Czynnikiem, którego nie można pominąć są warunki pogodowe, takie jak deszcz czy przemieszczanie się mas powietrza, czyli wiatr. Dowiedziono, że podczas rzucania pod wiatr kąt wyrzutu należy zmniejszyć do około 30° . Rzuty wykonywane pod wiatr wiejący z prędkością 4 – 5 m/s pozwalają miotaczom na osiąganie (w przypadku prawidłowego wyboru kąta wyrzutu) znacznie większych odległości od uzyskiwanych w warunkach pogody bezwietrznej. Sytuacja taka możliwa jest dzięki działaniu siły nośnej wiatru i aerodynamicznego kształtu dysku.

Optymalne do uzyskania dobrego rezultatu warunki występują wtedy, gdy wiatr wieje z prawej strony w twarz rzucającego. Natomiast prawidłowo wyrzucony dysk podczas lotu obraca się 5-8 razy wokół własnej osi [Chiu 2008]. Obowiązujące przepisy dotyczące konstrukcji dysków, nakazują posługiwanie się sprzętem, który charakteryzuje możliwie najlepsze właściwości aerodynamiczne. Technika wykonania rzutu oraz opisane wyżej czynniki warunkują osiągane przez dyskoboli rezultaty. Sposobem na zwiększenie prędkości wyrzutu jest zasada przeciążenia siły lub prędkości w celu zwiększenia mocy zawodnika [Van den Tillaar i Ettema 2011]. Można to zrobić za pomocą specjalnego treningu siłowego lub specjalnego treningu oporowego (SRT).

W szczególności wykazano, że SRT poprawia wyniki sportowe w porównaniu z niesportowym treningiem siłowym [Ecsamilla i wsp. 2000, Van den Tillaar i Ettema 2011]. SRT wykorzystuje obciążniki podczas wykonywania rzeczywistych zadań ruchowych [Szymański 2012]. Wcześniejsze badania wykazały wzrost prędkości wyrzutu, gdy sportowcy trenowali z lżejszą lub cięższą wersją rzeczywistego przedmiotu w różnych

zadaniach związanych z rzucaniem znad głowy, takich jak baseball, koszykówka, piłka ręczna i piłka nożna wyrzut z autu [Van den Tillaar i Ettema 2011, Ecsamilla i wsp. 2000, Szymński 2012]. Jednak wykazano również, że kinematyka rzutu była bardzo wrażliwa na zmiany ciężaru [Szymański 2012]. Jeśli rzucona masa jest niewłaściwa, może to mieć niepożądany wpływ na technikę sportowca [Van den Tillaar i Ettema 2011, Lin i Chen 2012]. Ponadto może wystąpić zwiększone ryzyko urazu, gdy masa przedmiotu nie pasuje do fizycznych możliwości sportowca [Van den Tillaar i Ettema 2011].

W dostępnej literaturze brak jest opracowań dotyczących zmian parametrów kinematycznych ruchu miotacza i sprzętu w zależności od masy użytego dysku. Dlatego też celem pracy jest ocena wpływu masy przyboru na drogę środka ciężkości miotacza i dysku oraz parametry charakteryzujące prędkość dysku i kąt wyrzutu podczas serii rzutów mężczyzn wykonywanymi dyskami o różnej masie.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał badany

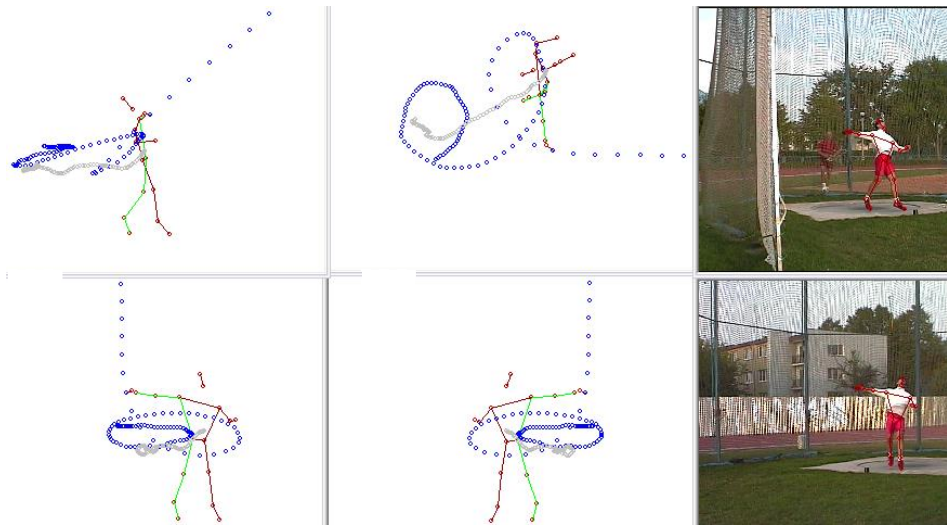
Materiał badany stanowiła grupa dyskoboli kadry narodowej Polski. W skład grupy wchodziły dziesięciu mężczyzn w wieku 26 ± 4 lata o średniej masie ciała 118 ± 3 kg, i wysokości ciała 195 ± 5 cm. Średnia rekordów życiowych uczestników badania wśród mężczyzn jest gorsza o 3,85% od rekordu Polski.

2.2. Metody badań

Pomiary zostały wykonane w warunkach naturalnych na stadionie lekkoatletycznym, podczas zajęć treningowych. Wszyscy badani wykonywali po cztery rzuty dyskiem o różnej masie (1,75, 2,0; 2,25; 2,5 kg). Sumarycznie każdy uczestnik badania wykonał 16 rzutów. Rzuty poprzedzone były indywidualną rozgrzewką jak również rzutami próbnymi. Wszystkie rejestrowane były od momentu wejścia do koła i rozpoczęcia wykonywania „przedmachów” aż do momentu zakończenia rzutu. Do opracowania wyników wykorzystano tylko najdłuższe rzuty każdego uczestnika badania, z poszczególnych serii.

Analiza filmu wykonana została przy użyciu programu APAS 2000 (<http://www.arielnet.com>). Każdy rzut rejestrowany był z wykorzystaniem dwóch cyfrowych kamer ustawionych z przodu, z prawej i lewej strony rzutni. Wykorzystano kamery JVC, model GR DVL-9800, pracujące z częstotliwością 60 Hz. Zarejestrowane sekwencje zostały przeniesione do komputera przy pomocy modułu „Capture”, a następnie przycięte do odpowiednich faz czasowych. Do skalowania wykorzystano sześcienną klatkę o wymiarach 1,5 x 2,0 x 1,5 metra, umieszczona w kole skąd dokonywano rzuty. Dodatkowo umieszczono przed kołem prostopadłościan jako punkt odniesienia. Oznaczono każdorazowo na każdej klatce filmu 17 punktów na ciele dyskoboli, środek dysku oraz dodatkowy punkt odniesienia. W ten sposób powstał trójwymiarowy model badanego, w którym na podstawie skalowania każdemu z punktów przypisane zostały współrzędne X, Y, Z. Model uzyskany z programu APAS oraz widok z obu kamer przedstawia rycina 1. Wyznaczono wskaźniki charakteryzujące wyrzut i inne

podlegające analizie w dalszej części pracy: h – wysokość wyrzutu, V – prędkość wyrzutu, α – kąt wyrzutu, S_d – droga przebyta przez dysk podczas rozbiegu, S_{sc} – droga przebyta przez środek ciężkości zawodnika podczas rozbiegu. Przebiegi otrzymanych zmiennych filtrowano za pomocą filtra dolnoprzepustowego. Długość rzutu (Z) zmierzono za pomocą taśmy mierniczej.



Ryc. 1 Trójwymiarowy model dyskobola uzyskany za pomocą programu APAS (A – widok z prawego boku, B – widok z góry, C – widok z przodu, D – widok z tyłu rzutni) oraz widok z obu kamer. Kropkami oznaczono przebieg drogi środka ciężkości o raz dysku.

2.3. Metody statystycznej analizy wyników badań

Normalność rozkładu sprawdzono testem Shapiro-Wilka (StatSoft, Inc. STATISTICA wersja 13.0) i stwierdzono rozkład normalny. Aby w pełni przeanalizować dane, przeprowadzono analizę wariancji dla danych powtarzanych ANOVA (masa dysku: 1.75; 2.00; 2.25; 2.50) po poprawkach Bonferroniego. Wszystkie różnice między wynikami obliczono za pomocą testu posthoc NIR Fishera. Regresję liniową dla zależności wskaźników charakteryzujących wyrzut z długością rzutu wykonano za pomocą testu Pearsona. Wszystkie analizy statystyczne wykonano przy użyciu oprogramowania STATISTICA (TIBCO Software Inc., 2017, Palo Alto, CA, USA; wersja 13. <http://statistica.io>; dostęp: 29 marca 2022). Do oceny istotności istniejących różnic i korelacji przyjęto poziom prawdopodobieństwa $p < 0,05$.

3. Wyniki

W tabeli 1 przedstawiono średnie wartości wskaźników charakteryzujące wyrzut i inne podlegające analizie w dalszej części pracy. Przedstawione wyniki wskazują, że masa dysku ($F(3,27) = 34.62$; $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.793$) najsilniej wpływa na wartość prędkości

wyrzutu (V). Eta kwadrat dla tego wskaźnika wyjaśnia prawie 80 procent całej zmienności wywołanej masą dysku. Przy czym najlżejszym dyskiem badani uzyskali największą prędkość wyrzutu, ale wraz ze wzrostem masy dysku obserwujemy spadek prędkości wyrzutu od 4% ($p < 0.001$) dla dysku o masie 2.25 kg względem dysku 2 kg do 8% ($p < 0.001$) dla dysku 2.5 kg. Należy również zauważyć, że sama odległość rzutu (Z) aż w 98 procentach zleżała od masy dysku ($F(3,27) = 573.537$; $p < 0.001$, $\eta^2 = 0.984$). Analiza testem ANOVA nie wskazała aby masa dysku wpływała na wartość wysokości wyrzut (h). Widoczny jest jednak wzrost tej wysokości wraz z masą przyboru i w przypadku najcięższego dysku uzyskano największą wysokość wyrzutu, która była istotnie statystycznie wyższa od wysokości wyrzutu dla dysku o masie 2.25 kg. Największe procentowe zmiany wywołane masą dysku obserwujemy w przypadku drogi środka ciężkości (10%; $p < 0.002$) oraz długości rzutu (11%; $p < 0.001$) względem dysku na masie 2.00 kg. Przy czym w obu przypadkach widzimy, że charakter tych zmian nie jest liniowy.

Tab. 1 Średnie wartości i odchylenie standardowe (SD) dla wskaźników charakteryzujących wyrzut i rozbieg: Z – długość rzutu, h – wysokość wyrzutu, V – prędkość wyrzutu, α – kąt wyrzutu, Sd – droga przebyta przez dysk podczas rozbiegu, Ssc – droga przebyta przez środek ciężkości zawodnika podczas rozbiegu

Dysk [masa]		α [deg]	V [m/s]	h [m]	Sd [m]	Ssc [m]	Z [m]
1.75	średnia	34,06	24,14	1,48	17,75	3,04	60,89
	SD	1,10	0,59	0,12	0,71	0,12	1,87
2.00	średnia	36,27 ^a	23,96	1,48	17,87	2,94	56,69 ⁱ
	SD	1,87	0,77	0,07	0,87	0,29	2,35
2.25	średnia	34,36 ^b	22,96 ^c	1,46	17,67	3,23 ^g	53,90 ^j
	SD	2,49	0,27	0,08	0,80	0,11	1,38
2.50	średnia	35,10	21,98 ^d	1,53 ^e	17,37 ^f	3,24 ^h	50,29 ^k
	SD	2,60	0,33	0,12	0,64	0,25	2,17
Wyniki Anova		$F_{(3,27)} = 5.364$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,373$	$F_{(3,27)} = 34.62$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,793$	$F_{(3,27)} = 2.661$; $p > 0,05$, $\eta^2 = 0,228$	$F_{(3,27)} = 3.162$; $p < 0,05$, $\eta^2 = 0,260$	$F_{(3,27)} = 11.350$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,557$	$F_{(3,27)} = 573.537$; $p < 0,001$, $\eta^2 = 0,984$

gdzie: ^a – $p < 0,001$ pomiędzy α dla dysku o masie 2.00 i 1.75 kg; ^b – $p < 0,05$ pomiędzy α dla dysku o masie 2.00 i 2.25 kg; ^c – $p < 0,001$ pomiędzy V dla dysku o masie 2.25 a 1.75 kg; ^d – $p < 0,001$ pomiędzy V dla dysku o masie 1.75, 2.00, 2.25 a 2.50 kg; ^e – $p < 0,01$ pomiędzy h dla dysku o masie 2.25 i 2.50 kg; ^f – $p < 0,05$ pomiędzy Sd dla dysku o masie 2.25 i 2.50 kg; ^g – $p < 0,05$ pomiędzy Ssc dla dysku o masie 1.75 a 2.25 i 2.50 kg; ^h – $p < 0,05$ pomiędzy Ssc dla dysku o masie 2.00 a 2.25 i 2.50 kg; ⁱ – $p < 0,001$ pomiędzy Z dla dysku o masie 1.75 i 2.00 kg; ^j – $p < 0,001$ pomiędzy Z dla dysku o masie 2.25 a 2.00 i 1.75 kg; ^k – $p < 0,001$ pomiędzy Z dla dysku o masie 2.50 a 2.25, 2.00 i 1.75 kg

W tabeli 2 określono za pomocą regresji liniowej związek pomiędzy długością rzutu dyskiem, a wartościami wskaźników wyrzut w zależności od masy dysku. Wyniki te potwierdzają istotny i znaczący statystycznie wpływ prędkości wyrzutu na długość rzutu ($p < 0,05$) i to nienależnie od masy dysku. Podobny wpływ obserwujemy w przypadku wysokości wyrzutnej ($p < 0,05$). Jedynie w przypadku najcięższego przyboru obserwujemy

wpływ kąta wyrzutu na zasięg rzutu ($p < 0,05$). Zarówno droga przyboru jak droga środka ciężkości nie wpływała na długość rzutu dyskiem ($p > 0,05$).

Tab. 2 Wartości współczynników korelacji oraz poziom istotności (p) dla regresji liniowej Pearsona pomiędzy długością rzutu dyskiem a wartościami wskaźników wyrzut w zależności od masy dysku

Zmienna	Długość rzutu w zależności o masy dysku			
	1.25	2.00	2.25	2.50
α	0,4805	0,5206	0,1320	0,7156
	$p=0,160$	$p=0,123$	$p=0,716$	$p=0,020$
V	0,9298	0,9189	0,9089	0,9303
	$p < 0,001$	$p=0,000$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
h	0,9588	0,9931	0,9489	0,9459
	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
Sd	0,1312	0,1813	0,5317	0,4376
	$p=0,718$	$p=0,616$	$p=,114$	$p=0,206$
Ssc	0,1782	0,1212	0,5398	0,4318
	$p=0,622$	$p=0,739$	$p=0,107$	$p=0,213$

4. Dyskusja

Wiele z poprzednich badań przeprowadzonych w rzucie dyskiem dotyczyło podstawowych parametrów biomechanicznych takich jak prędkość, kąt i wysokość wyrzutu. Wyniki analizy video dyskoboli przedstawił Knicker [1997] na przykładzie wyników trzech pierwszych zawodników IO w Seulu 1988 r.: R.Ubartasa, R.Dannerberga i J.Schulta. Wyznaczona przez niego droga środka ciężkości dla tych zawodników wynosiła kolejno: 2,56 m, 3,34 m i 2,53 m co daje średnią 2,81m. Jest to wynik gorszy od średnich wartości mężczyzn badanych w tej pracy. Należy jednak zaznaczyć, że różnice te mogą być wynikiem innego punktu początkowego przyjętego do obliczeń. Ponadto dla medalistów IO w Seulu zanotowano następujące wyniki prędkości i długości rzutu: R. Ubartas 26,00 m/s i wynik 66,12 m., R.Dannenberga 25,2 m/s i wynik 67,20 m., J.Schult 24,1 m/s i wynik 67,40 m. Maksymalna wartość prędkości w tej pracy to wynik 25,04 m/s, osiągnięta przez badanego w rzucie dyskiem o masie 1,75 kg. Ariel i wsp. [1996] podczas IO w Atlancie analizowali rzuty czterech czołowych dyskoboli uczestniczących w igrzyskach olimpijskich: Riedel, Dubrowschik, Kaptyuth i Washington. Uzyskali oni odpowiednio następujące wyniki:

- prędkość wyrzutu: 30,8 m/s, 27,18 m/s, 25,99 m/s i 24,98 m/s.
- kąt wyrzutu: 21,9 °, 29,1°, 37,3° i 29,9°
- wysokość wyrzutu: 1,5 m, 1,75 m, 1,6 m i 1,21 m.
- odległości rzutu: 69,40 m, 66,60 m, 65,80 m i 65,40 m.

Odnosząc się do tych badań należy stwierdzić, że mężczyźni opisywani w tym opracowaniu osiągnęli dla dysku o masie 2 kg średnią wartość prędkości 23,96 m/s, kąta

wyrzutu $36,27^\circ$ i wysokości wyrzutu 1,48 m. Najdłuższy rzut dyskiem 2 kg wyniósł 60,62. Podczas tego rzutu wartości poszczególnych parametrów kształtowały się następująco: prędkość 25,04 m/s, kąt wyrzutu $32,62^\circ$ oraz wysokość wyrzutu 1,64 m.

Jednak brak badań biomechanicznych dotyczących szczegółów technicznych, które miały miejsce podczas rzutu dyskiem, ograniczają trenerom i sportowcom zrozumienie technicznych parametrów rzutu w zależności o zastosowanych przyborów wspomagających trening. Wykorzystanie różnej masy sprzętu w treningu sportowym związane jest z celowym kształtowaniem techniki rzutu.

Wykorzystanie dysków o różnej masie, nie powinno jednak wpływać znamienne, na parametry charakteryzujące pozycję wyrzutną. Zastosowanie dysku o różnej masie wpłynęło istotnie na wartości prędkości wyrzutu. Największy kąt wyrzutu zaobserwowano dla dysku o masie 2.00 kg. Kąt ten był o 6% większy od kąta dla rzutu dyskiem o masie 1.75 kg i od 5 do 3 % dla dysków o masie 2.25 i 2.50 kg. Można zatem przyjąć, że wprowadzenie tej grupy dysków powoduje istotne zmiany w technice wykonania rzutu. Zaobserwowano wprost proporcjonalną zależność pomiędzy drogą środka ciężkości a kątem wyrzutu i wysokością wyrzutu. W przypadku drogi sprzętu taką zależność zanotowano dla prędkości wyrzutu. Najkorzystniejsze, z punktu widzenia maksymalizacji zasięgu rzutu, wartości drogi działania na sprzęt uzyskano podczas rzutu dyskiem, którym zawodnicy posługują się podczas zawodów. Należy jednak podkreślić, że nawet tak niewielkie zmiany prezentowane powyżej mogą zmienić parametry oceniających technikę rzutu dyskiem i powodować inne ułożenie ciała w reakcji na działające środowisko zewnętrzne.

W pracy zbadano wpływ masy dysków na zmienne determinujące odległość rzutu dyskiem. Spośród testowanych zmiennych determinujących długość rzutu, masa dysków miała wpływ na prędkość wyrzutu, kąt wyrzutu, drogę przyboru i drogę środka ciężkości zawodnika. Nie stwierdzono wpływu masy dysku na wysokość wyrzutną. Dlatego treningi wykorzystujące dyski o różnej masie należy stosować ostrożnie, biorąc pod uwagę, że mniej wykwalifikowani sportowcy częściej wykonują zadania od sekwencji ruchów proksymalnych do dystalnych, co może prowadzić do większej liczby urazów i skutkować gorszymi wynikami [Emmarzaal i wsp. 2017]. Dla tych sportowców trening techniczny byłby bardziej przydatny w uzyskaniu odpowiedniej techniki zwiększania prędkości wyrzutu dysku. Ponadto badania powinny koncentrować się na tym, w jaki sposób trenerzy mogą decydować, czy trening z dyskiem o różnej masie będzie przydatny dla indywidualnego sportowca i jaki zakres masy dysków byłby odpowiedni. Praca ta nie rozwiązuje problemu stosowania różnych mas przyborów w treningu sportowym. Wyniki tej pracy mogą być jednak pomocne w praktyce trenerskiej, a metoda pomiarowa powinna być wprowadzona do kontroli techniki.

5. Wnioski

W badanej grupie dyskoboli zaobserwowano, że masa dysku miała wpływ na prędkość wyrzutu, kąt wyrzutu, drogę sprzętu i drogę środka ciężkości. Nie stwierdzono wpływu masy dysku na wysokość wyrzutną. Można zatem przyjąć, że wprowadzenie tej grupy

dysków powoduje istotne zmiany w technice wykonania rzutu. Najkorzystniejsze wartości zmiennych determinujących długość rzutu dyskiem, z punktu widzenia maksymalizacji zasięgu rzutu, uzyskano podczas rzutu dyskiem, którym zawodnicy posługują się podczas zawodów.

Piśmiennictwo

- [1] ARIEL G, FINCH A., PENNY A. (1997) *Biomechanical analysis of discus throwing at the 1996 atlanta olympic games*. 15 International Symposium on Biomechanics in Sports, Denton, Texas, USA.
- [2] BARTLETT R. (1992) *The biomechanics of the discus throw: a review*. J Sports Sci. 10: 467–510.
- [3] BERGER MAM, DE GROOT G., HOLLANDER AP. (1995) *Hydrodynamic drag and lift forces on human hand/arm models*. J Biomech. 28: 125–133.
- [4] CHIU C. (2008) *Estimating the Optimal Release Conditions for World Record Holders in Discus*. I J of Sport and Exerc Sci. 1: 9-14.
- [5] DINU D LEVEQUEN J., NATTA F., VANDERWALLE H. PORTERO P. (2004) *E'volution de parametres cinematiques et electromyographiques pendant les differentes phases du lancer de disque: etude preliminaire*. Sci Sports. 19: 189–192.
- [6] EMMERZAAL J, HOOGERBRUGGE T., JANSSEN I. (2017) *The influence of discus mass on performance-determining variables*. 35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports, Cologne, Germany.
- [7] ESCAMILLA RF. EF., FLEISIG G., BARRENTINE S., ANDREWS J., SPEER K. (2000) *Effects of throwing overweight and underweight baseballs on throwing velocity and accuracy*. Sports Medicine. 27: 259-272.
- [8] FROHLICH C. (1981) *Aerodynamic effects on discus flight*. American Journal of Physics. 49: 1125-1132.
- [9] GANSLER RV. (1964) *Aerodynamic and mechanical forces in discus*. Athletic J. 44: 54–69.
- [10] GREGOR RV, WHITING WC, MCCOY RW. (1985) *Kinematics analysis of Olympic discus throws*. Int J Sport Biomech. 1: 131–138.
- [11] HAY JG., YU B. (1995) *Critical characteristics of technique in throwing the discus*. J Sport Sci. 13: 125–140.
- [12] HUBBARD M., CHENG KB. (2007) *Optimal discus trajectories*. J Biomech. 40: 3650–3659.
- [13] KNICKER AJ. (1997) *Biomechanical analysis of the throwing events*. In: Bruggemann GP, Koszewski D, Muller H, editors. Biomechanical Research Project. Final report. Athens and Oxford: Meyer and Meyer Sport.:161–175.
- [14] LIN J., CHEN T. (2012) *Diversity of strength training methods: A theoretical approach*. Strength & Conditioning Journal. 34: 42-49.
- [15] MAROŃSKI R. (1991) *Optimal distance from the implement to the axis of rotation in hammer and discus throws*. J Biomech. 24: 999–1005.
- [16] MCCOY RW., WHITING M., RICH R., GREGOR R. (1985) *Kinematics analysis of discus throwers*. Track Tech. 91: 2902–2905.
- [17] SOONG TC. (1976) *The dynamics of discus throw*. J Appl Mech. 43: 531–536.
- [18] SZYMANSKI DJ. (2012) *Effects of various resistance training methods on overhand throwing power athletes: A brief review*. Strength & Conditioning Journal. 34: 61-74.
- [19] TERAUDUS J. (1978) *Computerized biomechanical cinematography analysis of discus throwing at the 1976 Montreal Olympiad*. Track Field Q Rev. 78: 25–28.

- [20] VAN DEN TILLAAR R., ETTEMA G. (2011) *A comparison of kinematics between overarm throwing with 20% underweight, regular, and 20% overweight balls.* Journal of Applied Biomechanics. 27: 252-257.
- [21] YU B, BROKEN J., SILVESTER J. (2002) *A kinetic analysis of discus throwing techniques.* Sport Biomech. 1: 25–26.

The relation of trunk rotation angle to the number of revolutions in the figure skating jumping technique

A. MAZURKIEWICZ¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, e-mail: anna.mazurkiewicz@awf.edu.pl

Scientific work was financed by the Ministry of Science and Higher Education in 2020/2022 as part of the Scientific School of the Academy of Physical Education in Warsaw - SN No. 5 "Biomedical determinants of physical fitness and sports training in adult population"

Keywords: rotation, figure skating, revolutions, motion-capture, off-ice training

1. Introduction

Figure skating is a winter Olympic discipline. At the Olympic Games, competitions are held in 4 different categories: individual (solo) men and women, sport pairs and dance pairs. In 3 of out of these 4 categories, jumping elements are performed, as they are forbidden in ice dancing. It is worth noting that, from the youngest age categories forward, the number of jumping elements allowed to be performed exceeds the other constituent elements of the programmes [PZŁF, 2022]. Given this, it can be concluded that in modern figure skating in individual categories, these elements are of increasing importance for the final result of the athletes. The gradation of the number of points received for a given jump regardless of its type is primarily based on the number of revolutions performed by the skater in the flight phase. The more of them, the higher the point value of such an element. The scoring value is also influenced by the quality of the execution of the jump, which is influenced by the height and distance of the flight, the seamlessness of the presentation, the difficulty and complexity of the start of the element (Handbooks Single & Pair Skating - International Skating Union, 2021).

The changes in the judging system introduced in recent decades, as well as new technologies and modern training processes, have allowed the technique of skating and performing elements to evolve. Nowadays, at the highest world level, adolescent representatives of both sexes already present almost all types of jumps with four rotations ("quadruples") [Shi et al., 2020]. However, performing such advanced elements is associated with an increase in the loads acting on the athletes' musculoskeletal system and, consequently, an increase in the risk of injury. The results of previous studies indicate that performing jumps with one rotation can affect the ankle joint with forces of 3-8 body weight (BW). These forces increase with each added revolution in the flight phase [Lockwood et al, 1995, Bruening and Richards, 2006, Mazurkiewicz et al, 2018]. Further research has also shown that the stiffness of skating shoes negatively affects the range of motion of the ankle joint [Fortin et al., 1997]. This results in an alteration of the amortization process that is natural to the lower limbs [Lockwood et al., 1995,

Mazurkiewicz and Iwańska, 2015]. Such a disruption leads to an increase in the load transferred to the knee, hip and spine joints. It has also been shown that, during landing after jumps in skating shoes, an increase in the range of motion at the ankle joint in plantar flexion and at the knee joint in extension has the effect of reducing the ground reaction force and the pressure force of the foot on the sole of the shoe [Spiegl et al., 2019].

An important aspect of the discipline of figure skating is the fact that it is a so-called 'early specialisation' discipline. On average, athletes participate in training starting at the age of 5 and reach their best performance after an average of 11.14 years of training [Mattson, Richards, 2010]. Competitive skaters perform more than 50 jumping elements per day during ice training, not including those performed during so-called 'off-ice' training [Bruening and Richards, 2006]. Research relating to athletes in early sports including figure skating addresses aspects of athlete motivation, the struggle with starting stress [Hynynen et al., 2011], cooperation and the relationship between athlete and coach [Čelesnik, 2012], but above all problems with eating disorders such as bulimia or anorexia [Taylor and Ste-Marie, 2001, Voelker et al., 2014]. This is a phenomenon not only related to the aesthetic aspect of the discipline. It can be considered as equally important that, in the opinion of coaches, the performance of very advanced jumps is perceived as impossible with a higher body weight [Scoffier et al., 2011]. High training loads and the specificity of the technique of performing the elements, combined with dysfunctional nutrition, in many cases lead to injuries. They mostly affect athletes in the singles category. The most common chronic injuries concern the hip, knee, ankle and spine joints. An increase in the complexity and difficulty of the elements performed and the high training volume are cited as the main reasons for them [Han et al., 2018].

Figure skating is one of the disciplines that are performed in circumstances and environments that are not normal for humans. Just as for swimmers the natural sporting environment is water, so for figure skaters it is the ice rink. This affects the characteristics of the training process. For figure skaters, training includes both on- and off-ice activities (so-called off-ice or off-ice training). Within the off-ice units, it implements elements of the motor (comprehensive strength & conditioning) preparation of the athletes as well as specialized technical (imitations) aspects [Mishin, 1981, Poe et al., 1994, Poe, 2002, King, 2005, Bower et al., 2010, Mapelli et al., 2013, Heil, 2016, Hunnicutt et al., 2016, Slater et al., 2016, Mazurkiewicz, 2021]. The use of plyometric training is suggested in studies addressing figure skaters' motor skills. Exercises involving lower limb muscle work in a stretch-contraction cycle have been found to have a positive effect on the jumping ability of athletes [Heil, 2016, Hunnicutt et al., 2016]. Significant functional and motor asymmetries among athletes have also been demonstrated and recommended to be compensated with unilateral compensatory training [King, 2005]. In a 2016 study of 343 US competitive figure skaters, the authors highlighted the need to vary the motor preparation training plan for figure skaters according to their age, level and specialisation [Slater et al., 2016].

A common method practiced in skating is to work on the technique of elements during off-ice training, known as imitative training [Mishin, 1981, Poe et al., 1994, Bower et al.,

2010, Mapelli et al., 2013, Mazurkiewicz and Iwańska, 2015, Mazurkiewicz, 2021]. Reduced volume of stress, greater ground stability, and lower velocities in imitative exercises offer the possibility of developing movement habits with a reduced risk of injury due to skating falls. There are few publications on the analysis of imitative jumping technique [Mishin, 1981, Mazurkiewicz and Iwańska, 2015, Mazurkiewicz, 2021]. In a cinematographic analysis of jumps of the same type (Axel) in natural and unnatural conditions, it was shown that imitative jump training in the gym allows developing movement habits corresponding to the technique performed on the ice. Similarities were shown in the rotational position during the flight phase and the position preceding the rebound [Mazurkiewicz and Iwańska, 2015]. It was also pointed out that an important aspect of imitative training is also the landing technique. Attention was drawn to the possibility of reducing the force acting during landings after jumps with adequate amortisation [Mazurkiewicz, 2021]. Research on the equity and technical aspect of imitative training in unnatural conditions in skating should be continued and expanded to include further parameters.

1.1 Technique for performing a vertical jump with rotation in unnatural conditions (off-ice jumping technique)

A commonly used specialised imitative exercise in figure skating are vertical jumps with rotation around the long axis of the body in the flight phase ("rotational jump", RJ). The technique of performing such an exercise is simplified in relation to the elements performed on the ice rink. There are four main phases: the swing, the take-off, the flight, the landing (Fig. 1). The jump is performed from two legs, in the flight phase there is a rotation around the long axis of the body, followed by a landing on one lower limb maintaining a stable position known as the "landing position". In the swing phase the athletes perform a rotational movement with the upper body in the opposite direction to the intended direction of rotation in the jump (trunk swing). The lower limbs perform an action similar to the swing in a typical Countermovement Jump (CMJ) [Acero et al., 2012, Bosco et al., 1983]. During the flight phase, the athlete should attempt to maximise angular velocity relative to the long axis of the body and minimise the moment of inertia. This is why the athlete 'groups' (brings together) the upper limbs as closely as possible to the thorax and crosses the lower limbs tightly. This positioning of the body during the flight phase is called the 'rotational position' (Fig. 1). This position is adequate to that used by figure skaters in the analogous phase of all types of skating jumps [Mazurkiewicz and Iwańska, 2015, Mazurkiewicz, 2021]. In the air, depending on the skill or task at hand, the athlete performs a rotation of, for example, 360°, 720°, 1080° (single, double or triple jump) or the maximum possible angle. The jump is performed vertically, without horizontal displacement. Moving to the landing phase, the athlete increases the moment of inertia by moving the lower and upper limbs away from the body axis. The athlete performs a single-leg landing, decelerating the moment of inertia by moving to the landing position (Fig. 1). It should be emphasised that competitive figure skaters have a single

dominant side of rotation in their jumps. This situation suggests the possibility that there is an asymmetry of work of both lower and upper limbs in athletes.

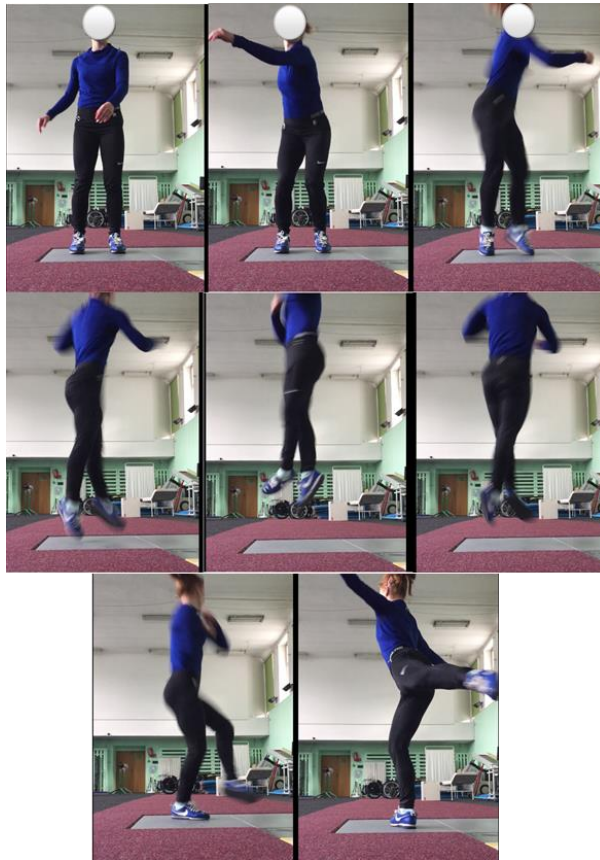


Fig. 1 The swing and take-off phase (first row), the flight phase (second row) including the "rotational" position (second and third images of the second row), the landing phase (third row) and the exit position (last image) during the execution of the rotational jump with the maximum number of revolutions (source: own research, piloting).

As mentioned earlier, the ability to perform rotations is one of the fundamental qualities that determine the quality of skaters. Jumps of any type performed with a higher number of revolutions are scored higher on the technical evaluation scale according to the CoP (Code of Points) [Zitzewitz, 2014].

One commonly used off-field imitative exercise to support the ability to give a spin is the vertical jump in rotation around the long axis of the body ('rotational jump', WzR). Previous studies have demonstrated the similarity of the imitative exercise technique with elements performed under natural conditions [Mapelli et al, 2013, Mazurkiewicz & Iwańska, 2015, Mishin, 1981, Poe et al, 1994].

The aim of the presented study was to demonstrate the effect of trunk rotation in the swing phase of the rotational jump performed with the use of figure skating on the number of revolutions performed in the flight phase.

The investigation attempted to answer the following research questions:

1. How does the angle of torso rotation affect the number of revolutions in the flight phase of jumps performed with the skating technique?
2. How do major body structure parameters affect the number of revolutions in the flight phase of jumps performed with the skating technique?
3. How do the technique of performing the rotational movement of the torso in the pre-flight phase of vertical jumps with rotations performed with the skating technique could be optimised?

2. Material and Methods

A group of 25 (junior national team) competitive figure skaters aged 10-11 years old took part in the study. The group consisted of the best players, specially selected by the Polish Figure Skating Association, referred to as the jounior pre-selected group. Only 13 athletes (9 girls, 4 boys) obtained complete test results, therefore data only for this group are presented in this study. The mean values of the basic parameters characterising the subjects are presented in Table 1.

Tab. 1 Characteristics of the study group. Mean parameter values for girls (F), boys (M) and the entire study group (F+M)

	age [years]	body mass [kg]	height [m]	BMI
K (n=9)	10,6 ± 0,59	32,3 ± 3,70	1,43 ± 0,08	15,95 ± 1,21
M (n=4)	10,6 ± 0,39	32,1 ± 2,29	1,38 ± 0,03	16,40 ± 0,89
K+M (n=13)	10,6 ± 0,54	32,3 ± 3,33	1,41 ± 0,07	16,24 ± 1,2

The condition of including only figure skaters with at least 4 years of training experience with the status of a preselected group participant (the highest ranked in the Polish Figure Skating Federation's ranking lists) in the study group meant that the most promising figure skaters in Poland were examined. The tested skaters belonged to one sport level class and one age category. This ensured that players with a similar starting and training load were compared. The sport level of the subjects in the matched group ensured that the results of those with sufficient technical skills to perform the technical task in the study could be analysed. At the same time, the age of the matched sample (developmental age, before 12 years of age) provided an opportunity to attempt to determine trainable parameters as well as those naturally correlating with the performance of vertical jump turns. Figure skating in Poland is not a highly popular discipline. For this reason, the group of highly skilled athletes is not extensive. The age selection of the athletes was also intended to ensure that the dimorphic and motor differences between boys and girls were not significant. The selected figure skaters trained in different resorts

in Poland led by different coaches. This age range made it possible to study individuals with a similar sporting level in terms of skills of body spinning with a different approach to the technique of performing spins. Examined athletes, declared that their standard training plan included at least 2 hours of skating training per day 5 days a week and specialised off-ice training: imitative and motor activities a total of at least 3 times a week, resulting in an average of 13-15 training units per week.

A control group of non-skaters was not implemented in the study, as the main task of vertical jump with rotation is so specialised and complex that it would not be possible to be performed safely by people not involved in the specific sport of figure skating.

Prior to the commencement of the study, the Polish Figure Skating Association's approval was obtained for the study to be carried out with the participation of players in the pre-selection group. Each athlete and the minors' legal custodians personally read the information sheet describing the protocol and the purpose of the study. The legal custodians gave written consent for the voluntary participation of their wards in the study. The athletes were informed of the possibility of opting out of the study at any stage of the study. The research received a positive opinion from the Senate Research Ethics Committee operating at the Józef Piłsudski University of Physical Education in Warsaw, stating that the research project complies with ethical principles (decision number SKE 01- 27/2019). Measurements performed on the premises of University of Physical Education in Warsaw. Biomechanical measurements were preceded by a warm-up performed by the athletes. All movement tests were performed by the athletes in footwear chosen by them and providing them with conditions for performing the task in conditions as close to training as possible.

A measurement track consisting of a Vicon system (Oxford, UK, 9 cameras) and two KISTLER piezoelectric platforms were used for video motion analysis. The video was recorded at 100Hz, while the ground reaction force was recorded at 1000Hz. Data recording took place using Nexus v.1.9.1 software allowing synchronization of the signal from the cameras and platforms. The test subject stood with each lower limb on separate platforms (Fig. 2). The athletes' task was to perform jumps with the maximum possible number of revolutions in the "natural" direction and in the opposite direction to the figure skater's usual direction of rotation (see section 1.1 for a detailed description of the technique). Each athlete made 3 successful attempts to jump in both rotation directions. The best attempts in terms of angle of rotation (number of revolutions) were selected for detailed analysis. Thirty-four circular, 14-mm reflective markers reflecting infrared light emitted by the Vicon system cameras were placed on the body of each athlete (Fig. 2). The method of placing the markers on the subject's body followed the instructions included with the Vicon Nexus and Plug-in-Gait software (Fig. 2) (Plug-in Gait Reference Guide - Nexus 2.12 Documentation - Vicon Documentation, 2016).

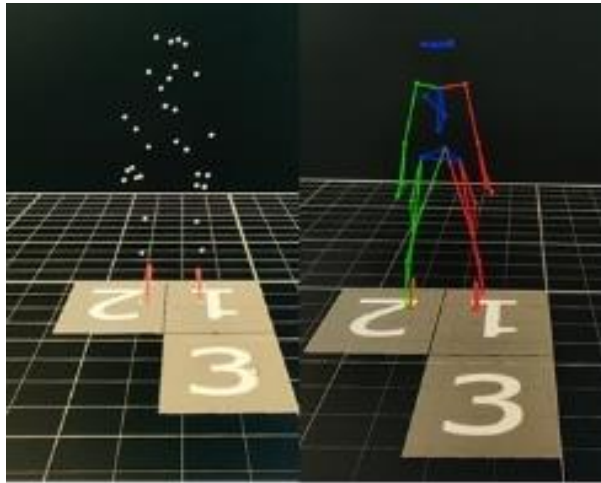


Fig. 2 Distribution of markers on the athlete's body, and positioning of the Kistler dynamometer platforms (source: own research, pilot study on junior athletes) and view of markers from the Vicon Nexus programme.

Analysis using the Vicon system provided the crucial operating parameter of rotation angle (number of revolutions in the flight phase). It was calculated using the function $\alpha = \arccos$ and the definition of the scalar product and the value of the scalar product of the vectors of the foot on which the landing was performed (right for left rotation and vice versa for opposite rotation) [Leitner, 1995]:

$$\vec{a} \circ \vec{b} = |\vec{a}| \cdot |\vec{b}| \cdot \cos < (\vec{a}; \vec{b});$$

gdzie:

$$\vec{a} \circ \vec{b} = a_x b_x + a_y b_y$$

$$\cos < (\vec{a}; \vec{b}) = \frac{\vec{a} \circ \vec{b}}{|\vec{a}| \cdot |\vec{b}|} = \frac{a_x b_x + a_y b_y}{|\vec{a}| \cdot |\vec{b}|}$$

Analogous to the rotation angle of the rotation in the flight phase, the rotation angles of the shoulder (RR) and hip (BB) lines in the swing and take-off phase were calculated. These angles formed the basis for the analysis of the rotational movement of the trunk in the phase preceding the jump (swing and take-off). A zero angle value was taken for the position in static before the start of the movement (basic stance, Fig.3). The angle in the "swing position" (Fig.3) was determined by the maximum value of the angle of rotation of the shoulders and hips in the opposite direction to the intended direction of rotation in the flight phase. The angle "in the take-off position" (Fig.3), is the value of the angle of rotation of the shoulders and hips at the moment of the last contact of the feet with the ground in the rotational jump. For the left rotational jump, the trunk swing was performed to the right. In this case, the maximum shoulder and hip rotation angle to the right was the

value of the shoulder swing angle (zamR angle) and the hip swing angle (zamB angle). Similarly, these parameters were determined for the jump with rotation to the right. Parameters were also determined for the values of the shoulder vector angle (odbR angle) and hip vector angle (odbB angle) at take-off for both types of rotational jumps. The sum of the swing angle and the take-off angle determined the full angle made by the shoulder line in the pre-jump phase (FullZamR, FullZamB).

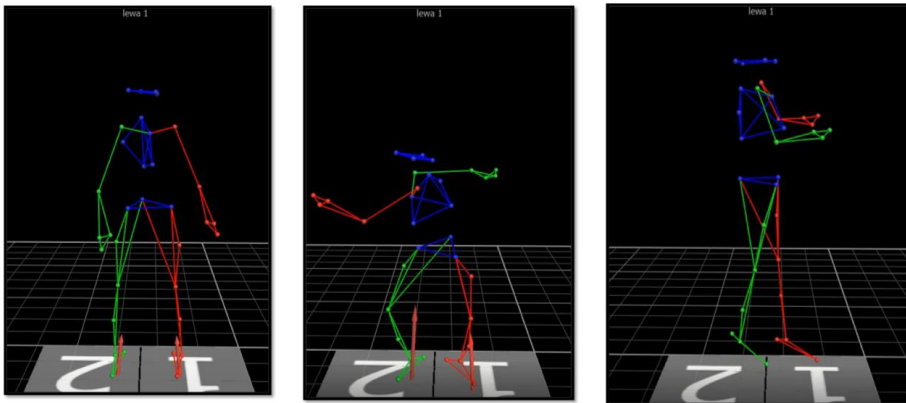


Fig. 3 Positions specific to the swing, take-off and landing phases of jumps with rotational skating technique.

Based on the ground reaction force values, the maximum height of the rotational jumps (h_{\max} RJL, h_{\max} RJR) was also calculated and the time of flight phase (t_{flight} RJ), velocity of rotation (rev/t) were determined. Anthropometric measurements were also taken in the course of the study. The athletes entered the study in underwear, without footwear. The following anthropometric measuring tools were used: an anthropometer (for length measurements), a framing calliper (for width measurements), a centimetre tape (for circumference measurements), and a fold gauge (for skin and fat fold measurements).

Anthropometric measurements taken:

- body mass, body height, arm spread, length of left and right lower limbs, length of left and right upper limbs,
- perimeter of: chest (at maximum inspiration and expiration)
- thickness of skin-fat folds in standing position: over the triceps brachii, biceps brachii, under the shoulder blade and over the iliac crest.

Based on the measured parameters, calculations were made:

- percentage body fat according to the method of Durnin and Womersley (Durnin, Womersley, 1974). Slimness [Charzewski, 1993] and Pignet II and Quetelet II (BMI) indices [Malinowski, Bozilov, 1997] were also calculated for each subject.

The statistical software programme STATISTICA v. 13.3., the IBM SPSS Statistics package and MS Excel were used to analyse the results. In Statistica, normal distributions of the studied biomechanical parameters of movement were checked using the Shapiro-

Wilk test. No grounds were found to reject the hypothesis of a normal distribution. Using the Student's t-test, an analysis of anthropometric parameters across age and gender groups was performed. Correlation factors (correlation matrix and partial correlations) were then extracted from the dependent variable, which was rotation angle. A significance threshold of $p < 0.05$ was used to determine statistical significance.

3. Results

3.1. Dimorphic differences in the examined anthropometric parameters

The results of the anthropometric measurements in the girls' and boys' groups were very similar. Statistically significant differences were found only in the length of the upper limbs and the percentage of body fat in the total body mass. There were, however, no significant differences in skinfold values. The results were very similar, the standard deviation small and the significance levels close to 1. The athletes, regardless of the dimorphic division, were characterized by a similar body build. Therefore, in the following analysis, the subjects were treated as a homogeneous group of 13 individuals not significantly differentiated by dimorphism.

3.2. Characteristics of the subjects' body structure

As mentioned earlier, no significant differences were found between body weight, BMI, slimness and Pignet II indices between the girls' and boys' groups. The distributions of the indices shown were significant. However, the distributions were found to be normal in all parameters. The smallest differences between the study groups were noted in the values of the slenderness index. In the vast majority (11 people), body characteristics based on the value of this parameter indicated an ectomorphic body type (slender body) (Table 2) Only two people have a mesomorphic body type (meso) (Table 2). Greater variation in the body characteristics of the athletes was evident in the PignetII index.

Tab. 2 Characteristics of the subjects' body types

	Mean \pm SD for n=13	Number of subjects of a givebody type
Index of the slimness	44,2 \pm 2	Ectomorphic \rightarrow 11
		Mezomorfic \rightarrow 2
Pignet II index	46,9 \pm 6,7	Very weak \rightarrow 5
		Weak \rightarrow 1
		Less than average \rightarrow 5
		Average \rightarrow 2

All indices ranged from very weak to average silhouette type. The largest number of silhouettes were characterized as very weak and smaller than average (5 each) (Table 2). The average BMI (Tab. 1) for both girls and boys is in the normal range according to the WHO table. In both cases, the results were almost exactly in the 50th percentile.

3.3. Characteristics of rotational jumping parameters

The main parameter calculated for the RJ was the angle of the performed rotations around the vertical body axis during the flight phase (angle of rotation). A significant difference was observed between the angle values in left and right rotations in all athletes tested ($p=0.000008$). The result of the rotation angle (as well as the number of revolutions) was higher in the jump with rotation to the natural side than in the unnatural side (Fig. 4). The left rotation angle values in the 10 subjects were similar. Two results were observed that were significantly different from the others, one significantly lower and the other higher than the mean value. The two lowest values of rotation angle in RJL and RJR were achieved by the same subjects. The subjects with the best rotation angle results in left jumps also performed the highest number of revolutions to the right (Fig.4).

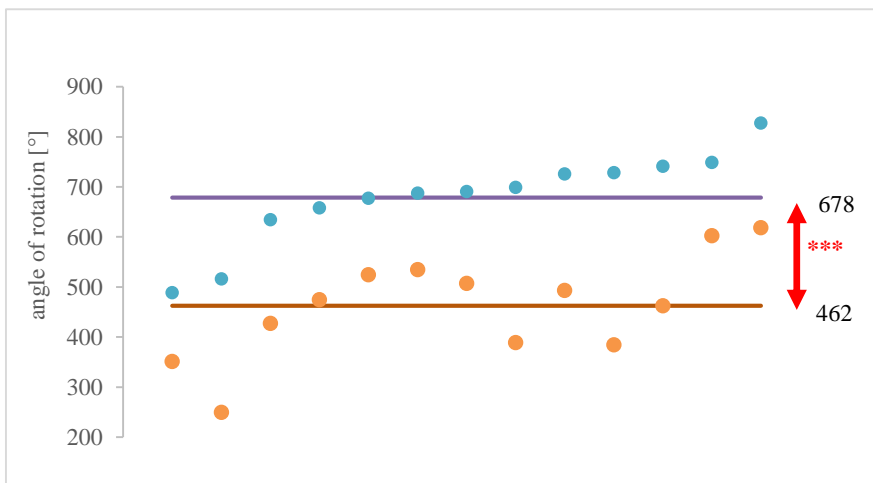


Fig. 4 Value of the angle of rotation about the vertical axis of the body during the RJ flight phase in RJL to the natural (left- blue) and RJR unnatural (right- green) direction. Results sorted in ascending order of the value of the angle of rotation to the left. Average value for both types of jumps marked on the graph. Legend given on the graph. Data sorted in ascending order by angle value.

An analysis was made of the ground reaction force (F_z) and the swing angles of the arms and hips (zamRR angle and zamBB angle) in vertical jumping with rotation to the left. As shown in the graph (Fig.5), the movement performed with the trunk during the swing phase influenced the changes in the ground reaction forces. Rotation of the upper body to the right (the direction opposite to the intended side of rotation in the flight phase) increased the load on the right lower limb (Fig.5). When the BB and RR angle returned to

zero (straight-ahead position), the ground reaction force was distributed almost equally between the right and left limbs.

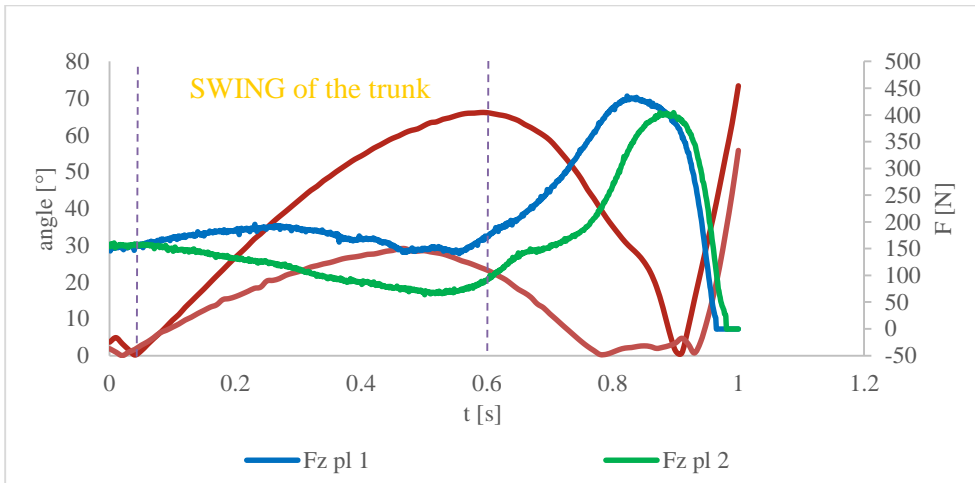


Fig. 5 Changes of trunk angle in time for arm line RR (brown) and hips line BB (orange) (absolute values) separately. Ground reaction forces from both platforms over time during the swing and take-off phases of a left rotational jump of one of the participants in the study. The right lower limb was positioned on platform 1 (pl 1), the left on platform 2 (pl 2).

The athletes performed a take-off with both feet, but a slight time shift in the separation of the left and right lower limb from the platform could be observed. It was observed that the hip rotation angle in the swing reached its maximum value earlier than the shoulder angle. The range of movement of the RR was significantly greater than that of the BB, the rotation took, therefore, more time. On take-off, RR and BB angle values differed less than in the swing phase. The change in angular position for RR was greater than for BB. The maximum values of RR and BB rotation in the take-off in the athletes with the best results were reached at the same moment ("timing") (Fig.5).

A detailed analysis of the results shows differences in the kinematic parameters describing RJL and RJR. The only parameters whose values did not differentiate between left- and right-rotation jumps were h_{max} , t of flight and $odbR/B$ angle. By far the most significant difference was found between the values related to the velocity of the athletes' rotation during the flight phase (rpm/t) and the hip angle at take-off and on take-off. Both the number of revolutions per second and per unit height were significantly higher in RJL than in RJR. The mean absolute value of hip angle during the swing phase in RJL was significantly lower than in RJR. It was found, however, that during the take-off phase, the mean hip angle in RJL was more than three times greater than at the corresponding point in RJR. In contrast, the value of the full swing parameter RR as well as BB in RJL was significantly greater than in RJR. By far the smallest statistically significant difference was observed between the values of the RR angle in the swing phase ($zamR$ angle) in RJL

and RJR ($p=0.005$). The mean absolute value of the angle in swing RR was smaller in RJL than in RJR.

The correlations of the anthropometric, motor and biomechanical parameters presented above of the RJL with the main variable, which was the angle of rotation in the RJL (given as number of revolutions - revolutions of the RJL), were determined.

Of the anthropometric parameters studied, the only parameter significantly correlating with the number of rotations in the RJL was the Pignet index ($p=0.023$). This relationship showed features of linear regression with a negative coefficient. The results of the number of revolutions in RJL increased with a decreasing value of the index ($r= - 0.6219$).

In a further analysis conditioning the number of revolutions, a highly significant correlation was observed between the value of the rotation velocity (rpm/t) and the 1.rpm of the RJL ($p=0.001$) and the number of revolutions performed in the left jumps. An increase in the values of these parameters resulted in an increase in the number of revolutions performed in the flight phase (Fig. 6). The velocity index values in right turns were significantly lower. However, a significant correlation of the velocity index in the unnatural direction with the number of revolutions in the left-rotation jump was shown. There was a significant correlation of jump height and flight phase time with the number of revolutions in RJL. As the values of hmax height and flight t increased (in right and left jumps), the number of revolutions in the rotational jump increased.

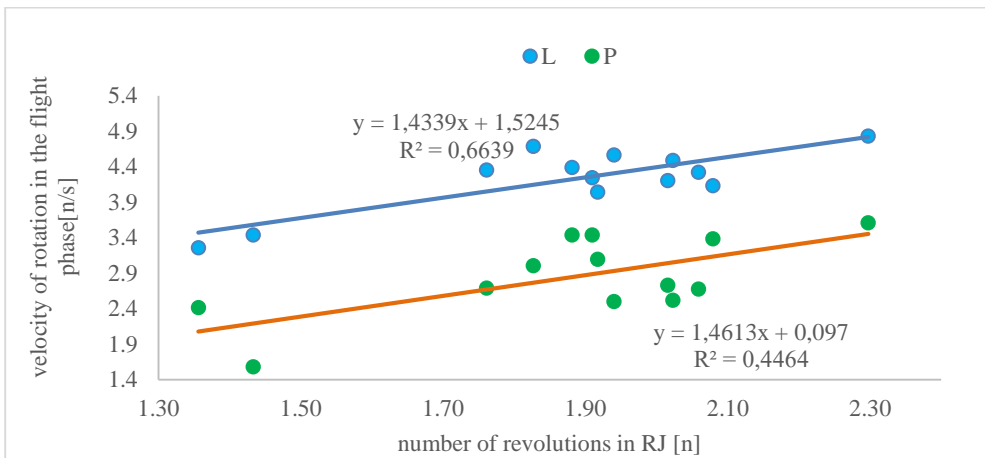


Fig. 6 Relationship of velocity of rotation as number of revolutions per second in RJL and RJR with number of revolutions of RJL. Trend lines, simple regression formulae and R2 value indicated on the graph.

A correlation was found between the value of the RR swing angle in RJL and the number of revolutions performed in this type of jump. A greater swing, i.e. a greater absolute value of the swing angle had a positive effect on the results of the rotation angle in jumps with rotation (Fig.7).

Based on the analysis of the partial correlation results on the parameters presented above (kinematic parameters RJL and RJR) There was also a decrease in the significance

of the correlation of the number of revolutions in jumps with left rotation with the number of revolutions performed in RJR ($p=0.032$; $r=0.62$). There was also a trend towards a correlation of the number of revolutions in the RJL with the zamR/B angle in the RJL ($p=0.06$).

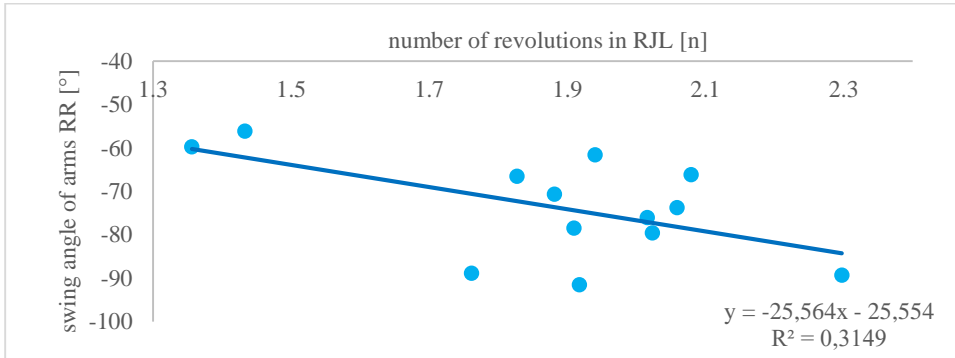


Fig. 7 Relationship of the value of the arm angle in the swing in a jump with revolutions to the left with the number of revolutions performed in the same type of jump. Trend lines, simple regression formulas and R2 value indicated in the graph.

4. Discussion

Previous scientific research has highlighted the existing pressure in figure skating to achieve in male and female athletes the lowest possible body weight, a slender build, and a low level of body fatness [Dunham, 2002, Scoffier et al, 2011, Voelker et al, 2014]. The value of the PignetII index appeared to be the only quantity among the anthropometric parameters correlating with the number of revolutions in rotational jumps. The relationship shows, an increase in the number of revolutions with decreasing index value. According to the Pignet silhouette scale, higher values indicate weak silhouettes, while lower values indicate strong silhouettes. In the study presented here, it was shown that those with a lower index value (silhouette less than average or medium) performed better in relation to the rotation angle. Athletes with silhouettes stronger than average were not among the subjects. It can, however, be concluded that a very weak silhouette does not predispose one to perform a higher rotation angle in jumps with rotations. It can be concluded that the parameter that determines the rotation angle in skating jumps is, a combination of a fine physique and adequate muscle strength. It is not advisable to only aim for the lowest possible body mass in athletes.

Time of flight phase and angular velocity of rotation have so far been identified as the two kinematic parameters that have the most significant impact on the ability to correctly perform a rotational skating jump [Hunnicuttt et al, 2016, King, 2000, 2005, Mazurkiewicz and Iwańska, 2015, Mishin, 1981, Podolsky et al, 1990]. Studies have confirmed that figure skaters increase their flight time in jumps by increasing the value of the vertical component of take-off velocity which results in an increase in jump height [Gugu-Gramnatopol and Ionescu, 2017, King, 2005, Mazurkiewicz and Iwańska, 2015]. Previous

research on figure skating jumps, and the Axel Paulsen jump in particular, demonstrates that skaters performing a take-off for a jump decelerate their horizontal velocity (drive) while increasing their velocity along the vertical axis. The vertical velocity of the take-off determines the height of the jump and influences the timing of the flight phase. The generation of vertical velocity, depends on the force drive generated. Its magnitude depends on both the value and direction of the force and the time of its application. The figure skater in the take-off, irrespective of the type of jump, must generate a large ground reaction force, thanks to which he will achieve a higher value of the vertical velocity component of the take-off. At the same time, the athlete in the take-off phase decelerates the horizontal velocity of the inrun while introducing movement in the vertical direction.

The study presented in this dissertation confirms the strong correlation of the achieved jump height and velocity with the angle of rotation performed in rotational jumps. Previous research confirms the influence of take-off dynamics on the outcome of the number of revolutions in rotational jumps [Mazurkiewicz, 2021]. Attention has also been paid to 'timing', defined as coherent take-off work of the upper (upper limbs and trunk) and lower body (lower limbs) [Mazurkiewicz, 2021]. In the presented study, the angle of shoulder line rotation in the swing phase for rotational jumps was found to correlate with the number of revolutions performed in the flight phase of this jump. Performing a swing with a higher (absolute) angle value had a positive effect on the number of revolutions in the jump. The values of RR angles in both take-off and on take-off reached greater absolute values than BB angles in all subjects. The maximum swing angle value of the arms was reached later than the maximum swing value of the hips. In contrast, during the take-off phase, the arms preceded the hip movement. This was a repeatable pattern in all subjects in the rotational jumps. It was also observed that the greatest pressure on the platform was generated by the subjects at the zero value of the RR and BB angle. In most jumps, figure skaters increasingly use what is known as 'prerotation'. This is achieved by increasing the range of rotation of the torso prior to the take-off, which allows the skater to achieve greater rotation on the skate tine before the skate is pulled away from the ice surface (Shi et al., 2020) . Therefore, the analysis of shoulder and hip work in the phase before the jump is extremely important to optimise the technique of performing the elements. It has been shown that the positions performed immediately before the take-off and during the flight phase of jumps in natural and unnatural conditions can be comparable [Knoll et al., 2016, Mazurkiewicz and Iwańska, 2015]. The athletes in the take-off phase use a very strong twist of the torso in the direction in line with the planned direction of the rotations performed, in order to put the body into a rotational motion earlier in the flight phase. Moreover, thanks to this technical procedure, the athletes are able to group the lower and upper limbs more efficiently ('achieve a rotational position'). As the presented study showed, this influences the achieved velocity of performing the rotation. When performing the rotation in an unnatural direction (to the right), the athletes did not perform the trunk movement in the same way, which resulted in significantly lower results in the number of revolutions.

5. Conclusions

Increasing the angle of trunk rotation in the swing phase had a positive effect on the number of revolutions in the flight phase of rotational jumps performed with the figure skating technique. An important prerequisite appeared to be the coherent movement of the upper and lower body movements with appropriate "timing". At the same time, figure skaters should not aim to minimise their body weight, as the execution of optimal technique involves having sufficient muscle strength.

Literature

1. ACERO, R. M., SÁNCHEZ, J. A., & FERNÁNDEZ-DEL-OLMO, M. (2012). Tests of Vertical Jump: Countermovement Jump With Arm Swing and Reaction Jump With Arm Swing. *Strength & Conditioning Journal*, 34(6), 87–93. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318276c353>
2. BOSCO, C., LUHTANEN, P., & KOMI, P. V. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50(2), 273–282. <https://doi.org/10.1007/BF00422166>
3. BOWER, M., KRAEMER, W., POTTEIGER, J., VOLEK, J., HATFIELD, D., VINGREN, J., SPIERING, B., FRAGALA, M., HO, J.-Y., THOMAS, G., EARP, J., HÄKKINEN, K., & MARESH, C. (2010). Relationship Between Off-Ice Testing Variables and On-Ice Speed in Women's Collegiate Synchronized Figure Skaters: Implications for Training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24, 831–839. <https://doi.org/doi: 10.1519/JSC.0b013e3181a59a5c>
4. BRUENING, D. A., & RICHARDS, J. G. (2006). The Effects of Articulated Figure Skates on Jump Landing Forces. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(4), 285–295. <https://doi.org/doi.org/10.1123/jab.22.4.285>
5. ČELESNIK M. (2012). Vloga trenerja v umetnostnem drsanju v procesu športne vadbe. (Ang. The role of the figure skating coach in the process of sports training). *Sport: Revija Za Teoreticna in Prakticna Vprasanja Sporta*, Vol. 60(3/4), 164–165.
6. CHARZEWSKI, J. (1993). Zarys antropologii dla studiujących wychowanie fizyczne. *Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie*.
7. DURBIN, J. V. G. A., & WOMERSLEY, J. (1974). Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: Measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 Years. *British Journal of Nutrition*, 32(1), 77–97.
8. FORTIN, J. D., HARRINGTON, M. D., & LANGENBECK, J. (1997). The Biomechanics of Figure Skating (s. 627–648).
9. HAN, J. S., GEMINIANI, E. T., & MICHELI, L. J. (2018). Epidemiology of Figure Skating Injuries: A Review of the Literature. *Sports Health*, 10(6), 532–537.
10. Handbooks Single & Pair Skating—International Skating Union. (2021). <https://www.isu.org/figure-skating/rules/sandp-handbooks-faq>
11. HEIL, E. L. (2016). An investigation of off-ice strength and power measures among pre-elite to elite figure skaters: Predictability of on-ice jump performance. *University of Colorado at Colorado Springs*.
12. HUNNICUTT, J. L., ELDER, C. L., DAWES, J. J., & ELDER, A. J. S. (2016). The Effects of a Plyometric Training Program on Jump Performance in Collegiate Figure Skaters: A Pilot Study. *International Journal of Exercise Science*, 9(2), 176(186).
13. HYNYNEN, E., VESTERINEN, V., SIPARI, T., TAST, L., & NUMMELA, A. (2011). Physiological Stress of Competing and Training in Figure Skating. 43, 9.

14. KING, D. (2005). Performing Triple and Quadruple Figure Skating Jumps: Implications for Training. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30(6), 743–753. <https://doi.org/10.1139/h05-153>
15. LEITNER, T. (1995). *Zarys matematyki wyższej dla studiów technicznych*. (T. 1). Wydawnictwo Naukowo Techniczne Warszawa.
16. LIPETZ, J., & KRUSE, R. J. (2000). Injuries and special concerns of female figure skaters. *Clinics in Sports Medicine*, 19(2), 369–380. [https://doi.org/10.1016/s0278-5919\(05\)70209-x](https://doi.org/10.1016/s0278-5919(05)70209-x)
17. LOCKWOOD, K. L., BAUDIN, J. P., & GERVAIS, P. L. (1995). Kinematic characteristics of impact absorption during landings of multi-revolution jumps in figure saking. ISBS - Conference Proceedings Archive.
18. MALINOWSKI, A., & BOZIŁOW, W. (1997). *Podstawy antropometrii: Metody, techniki, normy*. Wydawnictwo Naukowe PWN.
19. MAPELLI, A., RODANO, R., FIORENTINI, A., GIUSTOLISI, A., SIDEQUERSKY, F. V., & SFORZA, C. (2013). Body movements during the off-ice execution of back spins in figure skating. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5), 1097–1105.
20. MATTSON, J. M., & RICHARDS, J. (2010). Early Specialization in Youth Sport. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 81(8), 26–28.
21. MAZURKIEWICZ, A. (2021). Biomechanics of Rotational Movement in Off-Ice Figure Skating Jumps: Applications to Training. *Polish Journal of Sport and Tourism*, 28, 3–7. <https://doi.org/doi.org/10.2478/pjst-2021-0007>
22. MAZURKIEWICZ, A., & IWAŃSKA, D. (2015). Biomechanics of figure skating jump doble Axel performed in on ice and off ice conditions. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 9, 83–88.
23. MAZURKIEWICZ, A., IWAŃSKA, D., & URBANIK, C. (2018). Biomechanics of the Axel Paulsen Figure Skating Jump. *Polish Journal of Sport and Tourism*, 25(2), 3–9.
24. MISHIN, A. (1981). *Figure skating jumps* (Uniwersytet w Moskwie).
25. Plug-in Gait Reference Guide—Nexus 2.12 Documentation—Vicon Documentation. (2016, 2017). <https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Plug-in+Gait+Reference+Guide>
26. POE, C. (2002). Conditioning for Figure Skating: Off-Ice Techniques for On-Ice Performance. Undefined. <https://www.semanticscholar.org/paper/Conditioning-for-Figure-Skating%3A-Off-Ice-Techniques-Poe/adae19116419023de17460ee215b80a5396b13c9>
27. POE, C. M., O'BRYANT, H. S., & LAWS, D. E. (1994). Off-Ice Resistance and Plyometric Training for Singles Figure Skaters. *Strength & Conditioning Journal*, 16(3), 68–76.
28. PZŁF. (2022). *Polski Związek Łyżwiarstwa Figurowego*. <https://pzlf.pl/documents/page/3>
29. SCOFFIER, S., WOODMAN, T., & D'ARRIPE-LONGUEVILLE, F. (2011). Psychosocial consequences of disordered eating attitudes in elite female figure skaters. *European Eating Disorders Review*, 19(3), 280–287.
30. SHI, Y., OZAKI, A., & HONDA, M. (2020). Kinematic Analysis of Figure Skating Jump by Using Wearable Inertial Measurement Units. *Proceedings. 13th Conference on the Engineering of Sport*, 49(1), 124. <https://doi.org/10.3390/proceedings2020049124>
31. SLATER, L. V., VRINER, M., ZAPALO, P., ARBOUR, K., & HART, J. M. (2016). Difference in Agility, Strength, and Flexibility in Competitive Figure Skaters Based on Level of Expertise and Skating Discipline. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(12), 3321–3328.
32. SPIEGL, O., TARASSOVA, O., & ARNDT, A. (2019). The effects of new Edea and Graf figure skating boots and used Graf boots on the kinetics and kinematics of landing after simulated on-ice jumps. *Footwear Science*, 11(2), 121–129. <https://doi.org/10.1080/19424280.2018.1539126>
33. TAYLOR, G. M., & STE-MARIE, D. M. (2001). Eating disorders symptoms in Canadian female pair and dance figure skaters. *International Journal of Sport Psychology*, 32, 21–28.

34. VOELKER, D. K., GOULD, D., & REEL, J. J. (2014). Prevalence and correlates of disordered eating in female figure skaters. *Psychology of Sport and Exercise*, 15(6), 696–704.
35. ZITZEWITZ, E. (2014). Does Transparency Reduce Favoritism and Corruption? Evidence From the Reform of Figure Skating Judging. *Journal of Sports Economics*, 15(1), 3–30. <https://doi.org/10.1177/1527002512441479>

Analiza kinematyczna techniki klasycznej w biegach narciarskich **Kinematic analysis of classic technique in cross-country skiing**

L. NOSIADEK, A. WÓJCICKI

Zakład Biomechaniki, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu, Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, Al. Jana Pawła II 78, 31-571 Kraków, e-mail: leszek.nosiadek@awf.krakow.pl

Słowa kluczowe: biegi narciarskie, technika klasyczna, kinematyka

1. Wstęp

W narciarstwie biegowym wyróżnia się dwie techniki: technikę klasyczną (ang. Classic Technique) i technikę łyżwową (ang. Skating Technique). Do podstawowych i najczęściej stosowanych kroków techniki klasycznej należą: krok klasyczny naprzemianstronny (ang. Diagonal Stride), jednokrok klasyczny (ang. Kick Double Poling) i bezkrok (ang. Double Poling). Krok klasyczny naprzemianstronny (KKN) to podstawowy krok biegowy, koordynacyjnie bardzo zbliżony do naturalnego chodu. Polega on na naprzemianstronnej pracy kończyn dolnych i górnych. Stosowany jest w terenie płaskim, na łagodnych podbiegach jak również na odcinkach trasy prowadzących pod górę [Krasicki i wsp. 2010]. Jednokrok klasyczny (JK) jest stosowany na terenach płaskich i łagodnie opadających. Charakteryzuje się symetryczną pracą ramion i odbiciami kończyn dolnych wykonywanymi naprzemiennie [Gopert i wsp. 2013]. Bezkrok (BK) polega na ślizganiu się na równomiernie obciążonych nartach dzięki wykonywaniu odepchnięć kończynami górnymi, wspomaganymi dynamicznym skłonem tułowia w przód. Stosuje się go na odcinkach łagodnie opadających lub płaskich, czasami przy bardzo dobrym poślizgu również w terenie łagodnie się wznoszącym [Krasicki i wsp. 2010].

W piśmiennictwie dosyć często spotyka się badania biomechaniczne wykonane w trakcie zawodów. Waser [1976] analizował bieg na 15km. Soliman [1977] dokonał analizy kroku klasycznego naprzemianstronnego w płaskim terenie. Haberli [1977] przeanalizował krok naprzemianstronny na podbiegu. Anders [1977] badał jednokrok klasyczny w płaskim terenie, formułując wniosek o związku pomiędzy częstotliwością kroku a wydajnością. Powyższe badania, zostały przytoczone w pracy Smith [1990], w odniesieniu do wydajności różnych kroków w trakcie zawodów i pozwoliły na sformułowanie wniosku, że istnieje związek długości kroku z wydajnością: najlepsi zawodnicy charakteryzowali się większą długością kroku niezależnie od ukształtowania terenu.

Badania sprintu techniką klasyczną zostały przeprowadzone przez Zory i wsp. [2005], którzy dokonali analizy kroku klasycznego naprzemianstronnego z wykorzystaniem aparatu cyfrowego w odległości około 200m przed metą. Wyniki wykazały większą

prędkość i częstotliwość biegu sprinterskiego w porównaniu do biegów odbywających się na dłuższych dystansach o podobnym nachyleniu. Stwierdzono korelację pomiędzy prędkością biegu i częstotliwością, ale nie stwierdzono korelacji pomiędzy prędkością biegu i długością kroku w przeciwieństwie do wyścigów na dłuższych dystansach.

Część badaczy zajmowała się biomechaniczną analizą mięśni pracujących podczas biegu na nartach. Nilsson i Holmberg [2000] przeprowadzili badania dla bezkroku analizując, które mięśnie były aktywne w czasie danej fazy ruchu oraz w jakiej kolejności były aktywizowane. Holmberg i Wagenius [2003] zajęli się wyjaśnieniem przyczyny bólu pleców występujących u biegaczy oraz możliwością zapobiegania urazom, tworząc model szkieletu podczas bezkroku. Lund [2005] badała pracę mięśnia piersiowego większego podczas biegów narciarskich stylem dowolnym. Holmberg [2012] modelował układ mięśniowo-szkieletowy biegacza narciarskiego, badając możliwości i ograniczenia mięśniowe podczas ruchu. Holmberg i wsp. [2004] na podstawie badań bezkroku wykazali, że w poruszaniu się tym krokiem brały udział górna i dolna część ciała, wbrew wcześniejszym opiniom, o pozornie małym zaangażowaniu nóg. Wskazali na sekwencyjność włączania mięśni podczas bezkroku, zaczynając od zginaczy tułowia i bioder, poprzez prostowniki ramienia, po prostowniki stawów łokciowych.

Badania biomechaniczne były prowadzone również na nartorolkach. Cignetti i wsp. [2009] przeprowadzili badania dotyczące poznania wpływu zmęczenia na zmianę jakości kroków w cyklu biegu. Zostały wyznaczone zmiany kątowe stawów rąk i nóg podczas biegu. Pellegrini i wsp. [2013] przeprowadzili badania na nartorolkach po bieżni nachylonej pod kątem od 0° do 7° przy prędkości 10km/h, oraz przy zmianie prędkości od 6 do 18km/h (co 2km/h) przy stałym nachyleniu bieżni 2° . Sprawdzano jaki krok będzie najkorzystniejszy w danych warunkach. Wyniki badań pokazały, że na płaskim podłożu korzystne było poruszanie się bezkrokiem, w miarę wzrostu stopnia nachylenia jednokrokiem klasycznym, a przy największym kącie nachylenia krokiem klasycznym naprzemianstronnym [Pelegrini i wsp. 2013]. Göpfert i wsp. [2013] przeprowadzili badania na nartorolkach na bieżni mechanicznej dla jednokroku klasycznego dla trzech prędkości: 13, 16 i 19km/h przy stałym nachyleniu bieżni 3° . Wyniki pokazały, że wzrost prędkości wiązał się ze wzrostem długości cyklu, przy skróceniu czasu pchnięcia rąk i odbicia nóg.

Niektórzy badacze prowadzili analizy położenia ogólnego środka ciężkości w zakresie narciarstwa biegowego, głównie podczas wyjaśniania aspektów związanych z techniką wykonywania danego kroku klasycznego. Grigoriew i Fedoktina [1986] analizowali pionowe przemieszczenie ogólnego środka ciężkości, w celu określenia wielkości pracy mechanicznej wykonanej podczas pokonania odcinka trasy pod górę (nachylenie 8°), dla biegu krokiem klasycznym naprzemianstronnym oraz dwukrokiem łyżwowym. Wzmianki o pionowym przebiegu ogólnego środka ciężkości można spotkać u Smith'a [2002], a analiza dotyczyła bezkroku.

Badania techniki łyżwowej i klasycznej na śniegu z wykorzystaniem akcelerometrów prowadzili Marsland i wsp. [2012]. Podobne badania na nartorolkach przeprowadzili Sakurai i wsp. [2014], w celu opracowania systemu automatycznej identyfikacji kroków

w technice klasycznej oraz określenia związków między prędkością a ukształtowaniem terenu.

Pomimo dużej liczby badań dotyczących narciarstwa biegowego, wciąż wiele kwestii pozostało nierozwiązanych. Równocześnie ciągły rozwój narciarstwa biegowego, (np. pojawienie się sprintu) stworzył nowe potrzeby przeprowadzania badań, związanych także z rozwojem nowych metod opartych o coraz doskonalsze urządzenia pomiarowe.

Wielość technik i kroków narciarskich, a także zmiany ukształtowania terenu i prędkości biegu, wymuszają na zawodnikach podejmowanie właściwych decyzji dotyczących sposobu wykonania ruchu, m.in. zmiany długości lub częstotliwości kroku [2010]. Stąd potrzeba prowadzenia dalszych analiz ruchu w oparciu o badania biomechaniczne, m. in. z wykorzystaniem kinematycznej analizy techniki klasycznej w biegach narciarskich.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

W badaniach wzięło udział dwóch mężczyzn (RK, AW), których szczegółowe dane umieszczono w Tab. 1.

Tab. 1 Charakterystyka badanych osób

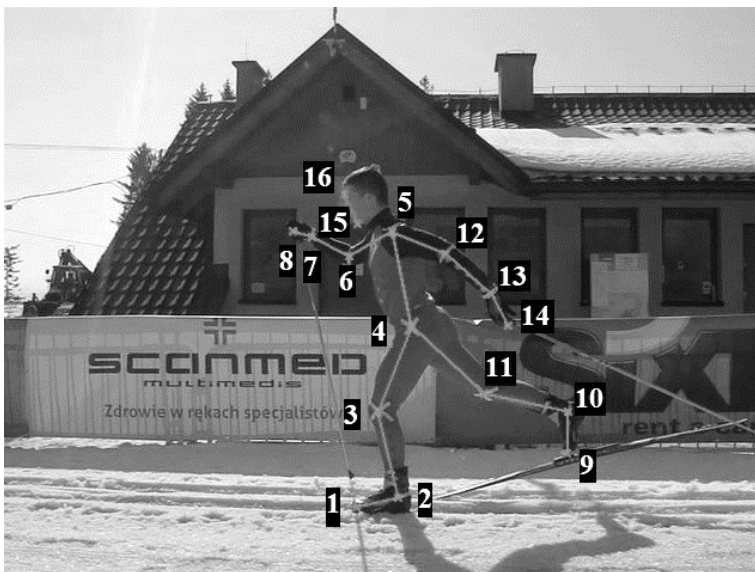
Badany (mężczyzna)	RK	AW	Śr ± SD
Wiek	23 lat	24 lat	23,5 ± 0,7 lat
Wysokość ciała	179,5 cm	179,0 cm	179,3 ± 0,4 cm
Masa ciała	70,8 kg	75,0 kg	72,9 ± 3,0 kg
Staż w narciarstwie biegowym	15 lat	12 lat	13,5 ± 2,1 lat
Klasa sportowa	I	I	I

Obaj badani prezentowali podobny poziom techniki biegu klasycznego i posiadali taką samą klasą sportową (I). Udział w badaniach był dobrowolny. Ze względu na techniczny charakter dyscypliny, przy doborze osób do badań zastosowano kryterium włączające dla uczestników. Stanowiły je: aktualnie posiadana klasa sportowa (minimum pierwsza) oraz długość stażu treningowego (nie krócej niż 8 lat). Kryteria te miały na celu uzyskanie wiarygodnych wyników do analizy kinematycznej, od zawodników reprezentujących ustabilizowany, wysoki poziom techniczny. Badani biorący udział w badaniach byli bez kontuzji układu ruchowego.

2.2. Metody

Badania odbyły się na trasach biegowych Polskiego Związku Narciarskiego na Kubalonce podczas Mistrzostw Polski Seniorów w dniu przewidzianym na trening. Wszystkie biegi na nartach zostały zarejestrowane na płaskim, prostym odcinku stadionu

narciarskiego (prosta startowa), na śniegu. Badania polegały na rejestracji filmowej ruchu zawodników biegnących z założoną prędkością wynoszącą ok. 16-17 km/h, trzema podstawowymi krokami techniki klasycznej narciarstwa biegowego, tj.: krokiem klasycznym naprzemianstronnym (KKN), jednokrokiem klasycznym (JK) i bezkrokiem (BK). Dla każdego badanego wykonano po kilka rejestracji dla danego kroku techniki klasycznej, aż do momentu uzyskania poprawnie zarejestrowanego biegu. Przyjęta prędkość biegu wynikała z założenia biegu na dystansie dłuższym. Zawodnicy po rozpędzeniu się zrównywali się z poruszającym się równoległe po torze wewnętrznym stadionu skuterem śnieżnym z przyczepką, na której znajdował się aparat fotograficzny rejestrujący ruch danej osoby. Skuter jechał ze stałą prędkością (16-17km/h) wokół stadionu. Po zrównaniu się badanego z przyczepką skutera i ustabilizowaniu długości i częstotliwości kroków biegu, następowała rejestracja filmowa ruchu, trwająca kilkanaście sekund. Rejestracja filmowa została wykonana z wykorzystaniem cyfrowego aparatu fotograficznego CASIO Exilim EX-FH25 z częstotliwością 120Hz. Przed rejestracją na ciele badanych osób zostały oznaczone charakterystyczne punkty (markery), zgodnie z wybranym 16-punktowym modelem (Simple Full Body), stanowiące końce poszczególnych segmentów ciała (Ryc. 1).



Ryc. 1 Układ markerów na ciele badanego: 1 i 9 - palec u stopy, 2 i 10 - staw skokowy, 3 i 11 - staw kolanowy; 4 - staw biodrowy; 5 - staw ramienny; 6 i 12 - staw łokciowy; 7 i 13 - nadgarstek; 8 i 14 - koniec środkowego palca u ręki; 15 - broda; 16 - czoło.

Oznaczone punkty zostały wykorzystane podczas opracowywania wyników w programie komputerowym SkillSpector v. 1.3.2. Przyjęto, że prawy i lewy bark oraz prawe i lewe biodro pokrywały się ze sobą ze względu na to, że na zarejestrowanym filmie widoczna była tylko lewa strona ciała badanych. W sumie dla każdego z kroków biegu na

klatkach filmu oznaczono markery obejmujące cztery pełne cykle ruchu na nartach. Za początek cyklu przyjęto moment zetknięcia prawego kijka z podłożem, a za jego zakończenie ponowne zetknięcie tego samego kijka z podłożem. Z wykorzystaniem ramy kalibracyjnej (kwadrat o wymiarach 2,04x2,04m), zarejestrowanej w obszarze ruchu badanych, wszystkim oznaczonym punktom przypisano współrzędne w przyjętym, płaskim układzie odniesienia.

Do analizy kinematycznej biegu wybrano zmienne czasowo-przestrzenne, charakteryzujące ruch całego ciała, w tym m. in.: czas cyklu (t_c), długość cyklu (L_c), częstotliwość cyklu (f_c), położenie pionowe ogólnego środka ciężkości (OSC), a także zmienne charakteryzujące ruchy w poszczególnych stawach, w tym m. in. położenie kątowe w stawie łokciowym i biodrowym (lewej strony ciała). Z przebiegów wybranych zmiennych, uzyskanych dla czterech kolejnych cykli ruchu wyznaczono średni przebieg, który w celu porównania przedstawiono w wartościach względnych (względem czasu cyklu). Dla charakterystyki fazowej cyklu dokonano również obliczeń czasu efektywnej pracy podczas pchania (TE) kończyną górną oraz czasu odbicia kończyną dolną (TO), dla każdego klasycznego kroku biegu.

3. Wyniki

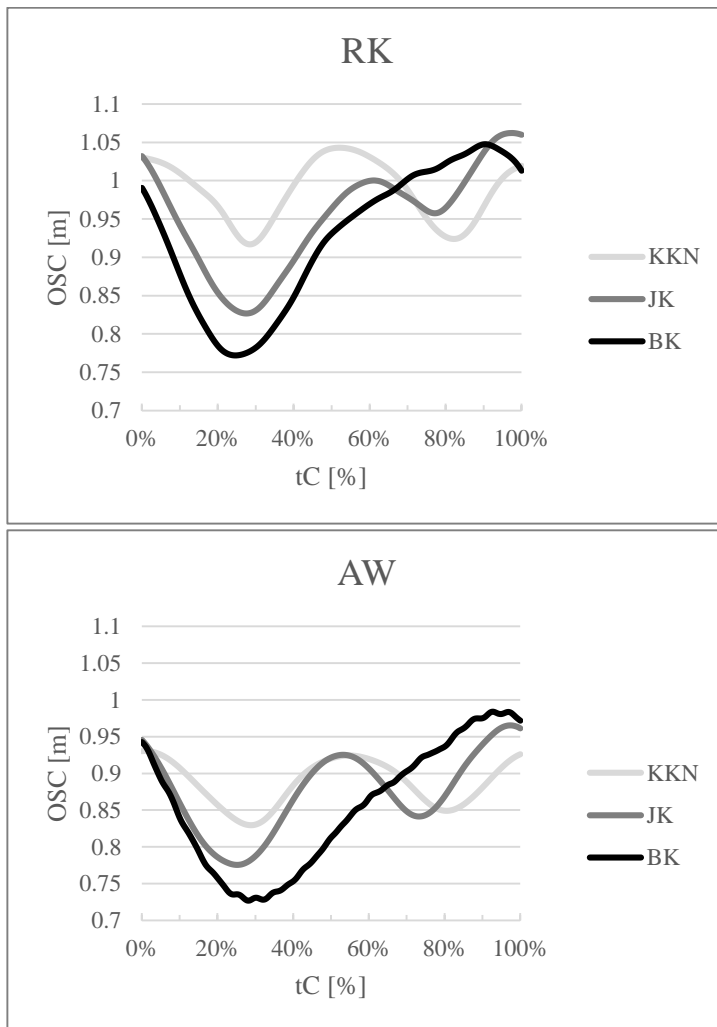
W badaniach uczestniczyło dwóch zawodników (RK, AW) na podobnym poziomie techniki biegu klasycznego i dysponujących taką samą klasą sportową (I), których szczegółowe dane umieszczono w Tab. 1.

Tab. 2 Parametry czasowo-przestrzenne cyklu biegu dla każdego z trzech kroków narciarstwa klasycznego

Badani	RK			AW			Średnia arytm.			
	Symbol	Jedn.	KKN	JK	BK	KKN	JK	BK	KKN	JK
v	[km/h]	16,14	15,75	16,33	15,35	15,94	15,73	15,75	15,85	16,03
t_c	[s]	1,34	1,76	1,60	1,25	1,41	1,28	1,30	1,59	1,44
L_c	[m]	5,99	7,70	7,25	5,33	6,26	5,57	5,66	6,98	6,41
f_c	[Hz]	0,75	0,57	0,63	0,80	0,71	0,78	0,78	0,64	0,71
TE	[s]	0,90	0,50	0,46	0,91	0,46	0,44	0,91	0,48	0,45
TO	[s]	0,28	0,22	-	0,31	0,21	-	0,30	0,22	-
TE	[%t _c]	67	29	29	73	33	34	70	31	32
TO	[%t _c]	21	12	-	25	15	-	23	14	-

Wartości parametrów czasowo-przestrzennych dotyczących cyklu biegu, w tym: czasu cyklu (t_c), długości (L_c) i częstotliwości cyklu (f_c) oraz czasu efektywnego odbicia kończynami górnymi (TE) i dolnymi (TO) dla każdego z trzech kroków narciarstwa klasycznego: kroku klasycznego naprzemianstronnego (KKN), jednokroku klasycznego (JK) i bezkroku (BK) przedstawiono w Tab. 2.

Zgodnie z założeniami procedury pomiarowej zarejestrowane prędkości biegu dla trzech kroków klasycznych (KKN, JK, BK) były na zbliżonym poziomie średnio ok. 15,88km/h (maksymalna różnica pomiędzy prędkościami poszczególnych kroków klasycznych wynosiła średnio 0,28km/h).



Ryc. 2 Zmiana położenia ogólnego środka ciężkości (OSC) na kierunku pionowym w cyklu biegu.

Najdłuższy czas cyklu charakteryzował jednokrok klasyczny (JK – 1,59s), następnie bezkrok (BK – 1,44s) i krok klasyczny naprzemianstronny (KKN – 1,30s), co miało wpływ na długość cyklu – w tej samej kolejności (JK – 6,98m, BK – 6,41m i KKN – 5,66m), a także na częstotliwość cyklu – w odwrotnej kolejności (KKN – 0,78Hz, BK – 0,71Hz i JK – 0,64Hz). Czas efektywnej pracy kończyn górnych był największy w KKN (0,91s, 70%) zarówno w wartościach bezwzględnych, jak i względnych, natomiast dla JK

i BK był na zbliżonym poziomie zarówno w wartościach bezwzględnych (JK – 0,48s, BK – 0,45s), jak i względnych (JK – 31%, BK – 32%). Czas efektywnej pracy kończyn dolnych był również największy w KKN (0,30s i 23%), mniejszy dla JK (0,22s i 14%), a w BK nie występowało odbicie z kończyn dolnych.

Zmiany dotyczące położenia OSC na kierunku pionowym w cyklu biegu i związane z nim wartości, w tym położenia minimalnego (OSCmin) i maksymalnego (OSCmax) oraz amplitudy OSC (Δ OSC) dla każdego z trzech kroków narciarstwa klasycznego (KKN, JK i BK) przedstawiono na ryc. 2 i w Tab. 3.

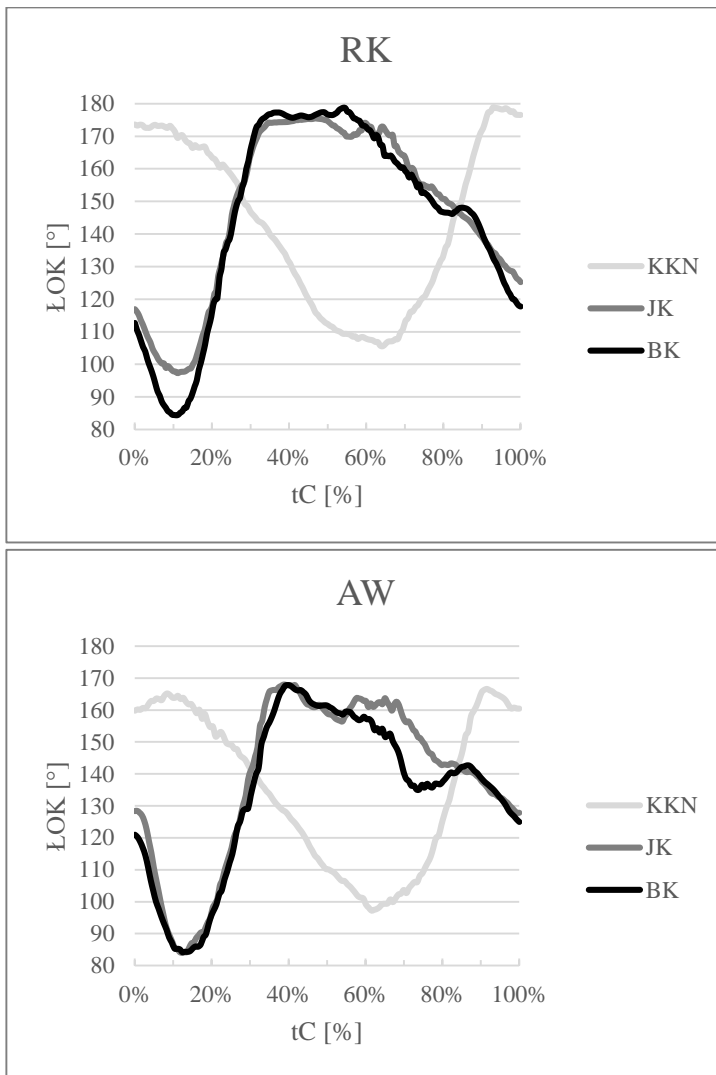
Największa średnia amplituda zmian położenia OSC charakteryzowała BK (0,28m), następnie JK (0,22m) i najmniejsza KKN (0,11m). W analogicznej kolejności uzyskano najniższe położenie OSC (BK – 0,75m, JK – 0,80m, KKN – 0,88m). Najwyższe położenie OSC było na zbliżonej wysokości dla wszystkich trzech kroków klasycznych (KKN – 0,99m, JK – 1,02m, BK – 1,02m; różnica maksymalna 0,03m). Poza różnicami w amplitudzie i wartościach ekstremalnych każdy z trzech kroków klasycznych wyraźnie różnił się charakterem zmian położenia pionowego OSC. W KKN występowały dwa ekstremum (minimum) o zbliżonych wartościach, w JK również dwa ekstremum (minimum), przy czym pierwsze wyraźnie większe, niż drugie, natomiast w BK występowało tylko jedno duże ekstremum (minimum). Pierwsze (lub jedyne dla BK) ekstremum (minimum) występowało we wszystkich trzech krokach klasycznych w tym samym przedziale cyklu biegu, czyli pomiędzy 20%, a 30% cyklu biegu.

Tab. 3 Zmiana położenia ogólnego środka ciężkości (OSC) na kierunku pionowym w cyklu biegu

Badani		RK			AW			Średnia arytm.		
Symbol	Jedn.	KKN	JK	BK	KKN	JK	BK	KKN	JK	BK
OSCmin	[m]	0,92	0,82	0,77	0,84	0,77	0,72	0,88	0,80	0,75
OSCmax	[m]	1,04	1,06	1,05	0,93	0,97	0,99	0,99	1,02	1,02
Δ OSC	[m]	0,12	0,24	0,28	0,09	0,20	0,27	0,11	0,22	0,28

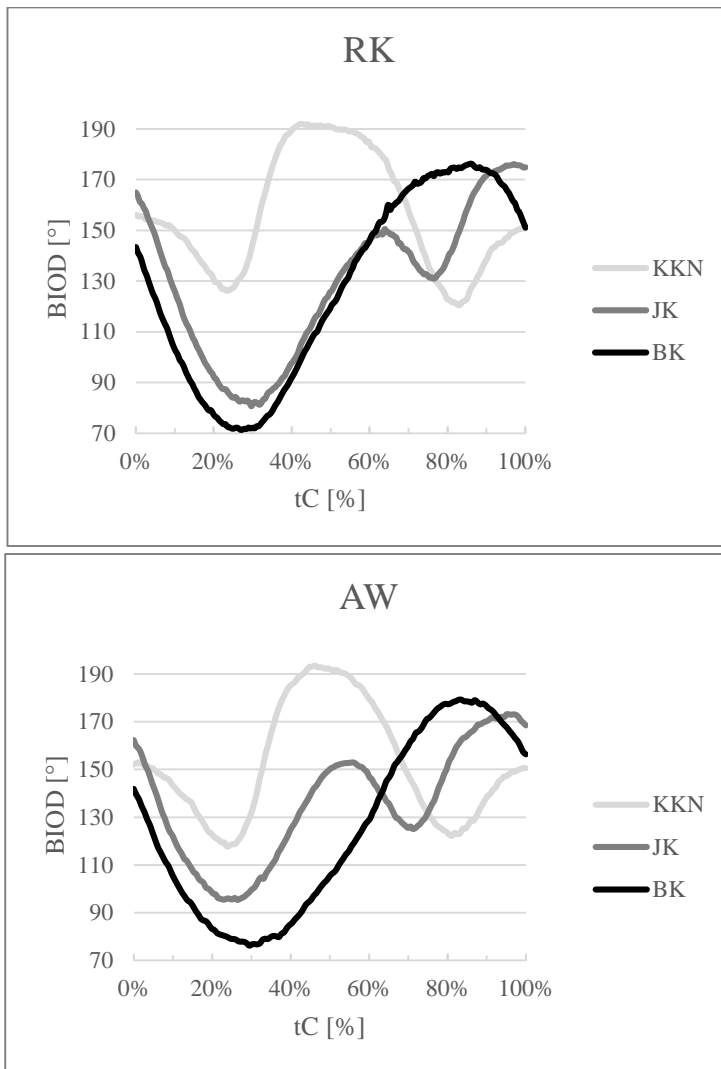
Zmiany położenia kąтового w lewym stawie łokciowym (ŁOK) w płaszczyźnie strzałkowej w cyklu biegu dla każdego z trzech kroków narciarstwa klasycznego (KKN, JK i BK) przedstawiono na ryc. 3.

Charakter zmian dla KKN był wyraźnie inny niż dla JK i BK które wykazywały duże podobieństwo. Zginanie i prostowanie w stawie łokciowym dla KKN występowało w zupełnie innej fazie biegu, niż dla JK i BK, w których zgięcie było wyraźnie większe, występowało wcześniej w cyklu i trwało krócej niż dla KKN. Prostowanie w stawie łokciowym dla wszystkich trzech kroków klasycznych osiągało te same wartości, chociaż dla KKN w innej fazie biegu, niż dla JK i BK w których zarówno pod względem wartości, jak i charakteru przebiegu występowało duże podobieństwo. Zmiany położenia kąтового w lewym stawie biodrowym (BIOD) w płaszczyźnie strzałkowej w cyklu biegu dla każdego z trzech kroków narciarstwa klasycznego (KKN, JK i BK) przedstawiono na ryc. 4.



Ryc. 3 Zmiana położenia kąтового w lewym stawie łokciowym (ŁOK) w cyklu biegu.

Charakter zmian położenia kąтового w stawie biodrowym dla każdego z trzech kroków klasycznych był inny, chociaż większe podobieństwo pod względem zakresu zmian i częściowo pod względem charakteru występowało dla BK i JK. Największe zgięcie w stawie biodrowym występowało w BK (blisko 70°), następnie w JK i najmniejsze w KKN, przy czym zginanie w BK występowało w cyklu biegu tylko raz, a w JK oraz w KKN dwukrotnie. Z kolei największe prostowanie występowało w KKN (dochodziło nawet do przeprostu w stawie wynoszącym ponad 10°), a w przypadku BK i JK prostowanie było mniejsze i na podobnym poziomie (dochodziło do niemal pełnego wyprostowania w stawie, czyli do ok. 180°).



Ryc. 4 Zmiana położenia kąтового w lewym stawie biodrowym (BIOD) w cyklu biegu.

4. Dyskusja

Założona podczas rejestracji prędkość biegu narciarskiego ok. 16km/h odpowiadała dolnej granicy określonej dla wszystkich kroków klasycznych przez Smith'a [1990] podczas biegu po płaskim terenie (16km/h – 24km/h) i była średnią prędkością uzyskiwaną w biegach techniką klasyczną na dłuższych dystansach (kobiety – 7,5km, 10km, mężczyźni – 15km).

Wyniki otrzymane z przeprowadzonych pomiarów, pokazały charakterystyczne związki występujące pomiędzy parametrami czasowo-przestrzennymi dla każdego z trzech kroków techniki biegu klasycznego.

Podobnie jak w przeprowadzonych dość licznie badaniach nad kinetyczną analizą techniki klasycznej [Soliman 1977, Haberli 1977, Anders 1977, Smith 1990], również i w badaniach własnych wystąpił związek czasu cyklu (t_c) z jego długością (L_c) i częstotliwością (f_c). Najkrótszy czas cyklu występował dla KKN (1,30s), co skutkowało również najmniejszą długością cyklu (5,66m) i największą częstotliwością (0,78Hz) spośród wszystkich trzech kroków biegu techniką klasyczną. Nieco dłuższy czas cyklu odnotowano dla BK (1,44s), co spowodowało również wydłużenie dystansu pokonanego w czasie cyklu (6,41m) oraz spadek częstotliwości cyklu (0,71Hz). Z kolei najdłuższy czas cyklu (1,59s) uzyskano dla JK, przy równocześnie największej odległości pokonanej w czasie cyklu (6,98m) i najmniejszej częstotliwości cyklu (0,64Hz). Znacznie dłuższy średni czas cyklu (2,78s) dla analogicznej prędkości (16km/h) uzyskali Göpfert i wsp. [2013] dla JK w biegu na nartorolkach, co skutkowało dużo większą odległością pokonywaną w czasie cyklu (12,2m) i znacznie mniejszą częstotliwością cyklu (0,37Hz) niż w badaniach własnych. Wzrost długości cyklu (od 10 do 14m), podobnie jak w badaniach własnych powodował zmniejszenie częstotliwości cyklu (od 0,4 do 0,32Hz). Należy jednak zwrócić uwagę, że bieganie na nartorolkach daje większą pewność odbicia (brak poślizgu), niż na nartach, co skutkuje dłuższymi czasami odbicia i związanymi z nimi większymi odległościami pokonywanymi w jednym cyklu biegu przy tej samej prędkości co na nartach, co potwierdziły badania Göpfert i wsp. [2013].

Najdłuższy czas efektywnej fazy kończyn górnych (odepchnięcia się kijkami) występował dla KKN zarówno w wartościach bezwzględnych, jak i względem całego czasu cyklu biegu (0,91s, 70%). Również najdłuższy czas odbicia kończyną dolną (występujący tylko w KKN i JK) występował dla KKN (0,30s, 23%). Wydaje się, że wpływ na to miała asymetryczna, naprzemianstronna praca kończyn górnych w całym cyklu, dzięki której czas efektywnej pracy kończyn górnych wypełniał większość czasu cyklu (70%). W JK i BK kończyny górne pracowały symetrycznie, co przekładało się na dużo mniejszy udział względny pracy kończyn górnych w cyklu biegu (JK – 31%, BK – 32%). Podobnie asymetryczna praca kończyn dolnych dla KKN, przekładała się na większy udział względny w cyklu biegu (23%) w porównaniu do JK (14%), gdzie kończyny dolne przez większość cyklu biegu pracowały symetrycznie. Ponad dwukrotnie większe wartości względnego czasu efektywnej pracy kończyn górnych (68%) i zbliżone dla kończyn dolnych (14%) uzyskali Göpfert i wsp. [2013] dla JK dla analogicznej prędkości biegu (16km/h) w badaniach na nartorolkach, co może wskazywać, że dla JK w biegu na nartorolkach kończyny górne odgrywają większą rolę w cyklu niż w biegu na nartach, przy podobnej pracy kończyn dolnych. Dla każdego kroku klasycznego uzyskano charakterystyczne przebiegi czasowe pionowego położenia ogólnego środka ciężkości (OSC).

OSC dla KKN osiągał najwyższe położenie w momencie rozpoczynania faz efektywnej pracy kończyn górnych. Z tego powodu, że praca ramion w KKN była naprzemianstronna na przebiegu zmian położenia pionowego OSC wartości maksymalne uzyskano zarówno na początku jak i w połowie cyklu biegu. W trakcie zmniejszania się wartości położenia pionowego OSC osiągał wartość minimalną w środkowej fazie odbicia

kończyną dolną. Z tego powodu na przebiegu obserwowano dwukrotne minimum, występujące ok. 30% i 80% czasu cyklu.

Przebieg zmian położenia OSC na kierunku pionowym dla JK wyglądał nieco inaczej. Rozpoczęcie cyklu występowało w tym samym momencie, co dla KKN (moment zetknięcia prawego kijka z podłożem), natomiast położenie pionowe OSC osiągało dla JK wartość maksymalną pod koniec cyklu, tuż przed rozpoczęciem efektywnej fazy kończyn górnych. Na początku cyklu, w czasie wykonywania odepchnięcia kończynami górnymi położenie pionowe OSC malało do minimum na przebiegu, przypadającego tuż przed zakończeniem efektywnej fazy kończyn górnych, czyli ok. 25% czasu cyklu. Na przebiegach położenia pionowego OSC dla JK obserwowano dwa maksimum, pierwsze mniejsze, występujące tuż po zakończeniu odepchnięcia kończynami górnymi (ok. 50% czasu cyklu) i drugie większe, przypadający pod koniec cyklu biegu (ok. 95% czasu cyklu).

Przebiegi zmian pionowego położenia OSC dla BK kształtowały się zasadniczo tak samo jak dla JK, z tym, że dla BK występowało tylko jedno maksimum i minimum. Maksymalne położenie OSC występowało pod koniec cyklu biegu (ok. 90% czasu cyklu), tuż przed początkiem efektywnej fazy kończyn górnych, a położenie minimalne OSC tuż przed zakończeniem tej fazy (ok. 25% czasu cyklu). W związku z tym przebieg zmian pionowego położenia OSC dla BK różnił się od JK brakiem występowania pierwszego (mniejszego) maksimum.

Największa średnia amplituda zmian położenia OSC charakteryzowała BK (0,28m), następnie JK (0,22m) i najmniejsza KKN (0,11m). W badaniach opisanych przez Smith'a [2002] zakres pionowych zmian OSC dla BK wynosił od 0,25 do 0,30m, czyli podobnie jak w badaniach własnych. Natomiast minimum pionowego położenia OSC w badaniach Smith'a [2002] uzyskiwane były nieco wcześniej, czyli ok. 20% czasu cyklu (względem 25%-30% w badaniach własnych), a maksimum było rozciągnięte w czasie cyklu na tym samym poziomie, od ok. 40% do ok. 90% czasu cyklu (względem 90% w badaniach własnych). Najmniejsze pionowe zmiany położenia OSC stwierdzone dla KKN uzasadniają jego wykorzystanie w terenie przy niewielkim nachyleniu podłoża (6° - 7°), na co wskazali Pellegrini i wsp. [2013]. Ruch pod górę wiąże się ze znacznym wysiłkiem fizycznym, a ograniczenie podczas biegu amplitudy zmian położenia OSC pozwala zmniejszyć wysiłek związany z jego pionowym przemieszczaniem.

Zakres ruchu w lewym stawie łokciowym dla KKN wynosił ok. 75° i mieścił się w przedziale od 97° (dla AW) do 179° (dla RK). Ponieważ początek cyklu stanowił moment rozpoczęcia efektywnej fazy prawej kończyny górnej, najmniejszy kąt w lewym stawie łokciowym występował dopiero ok. 60% czasu cyklu, zaraz po rozpoczęciu efektywnej fazy lewej kończyny górnej. Kąt zgięcia stawu łokciowego w tej fazie cyklu (początek efektywnej fazy kończyny górnej), jak wskazywali Krasicki i wsp. [2010], powinien wynosić ok. 90° (kąt prosty w stawie łokciowym). W badaniach własnych u badanych zawodników zgięcie było nieco mniejsze (97° dla AW i 106° dla RK). Maksymalny kąt w lewym stawie łokciowym występował w momencie zakończenia efektywnej fazy lewej kończyny górnej. Na przebiegach występowało to ok. 90% czasu

cyklu. Uzyskane wówczas wartości podane przez Łarionowa i wsp. [2000], powinny być bliskie 180° dla prawidłowo wykonanego odepchnięcia. W badaniach własnych wynosiły one w lewym stawie łokciowym odpowiednio 166° dla AW (niepełny wyprost) i 179° dla RK (prawie pełny wyprost).

Zakres zmian kątowych w lewym stawie łokciowym dla JK wynosił ok. 80° (w przedziale od 84° dla AW do 175° dla RK) i był wyraźnie mniejszy niż w badaniach Göpfert i wsp. [2013] dla takiej samej prędkości biegu na nartorolkach, gdzie wynosił ok. 106° (od 82° do 188°). Może to świadczyć o mniejszym zakresie prostowania w stawie podczas jazdy na nartach, ponieważ zakres zgięcia w obu badaniach był zbliżony. Warto odnotować, że u obu badanych zawodników wystąpiły wyraźne różnice zmian kątowych na początku efektywnej fazy kończyn górnych (ok. 12% czasu cyklu), gdzie dla zawodnika AW wartość zgięcia była taka sama jak dla BK (ok. 84°), natomiast dla RK wyraźnie mniejsza (ok. 98°). W tej fazie ruchu u zawodnika AW odepchnięcie kończynami górnymi w JK wykonywane było w taki sam sposób jak podczas BK, natomiast u RK inaczej.

Zakres zmian kątowych w lewym stawie łokciowym dla BK był taki sam jak dla JK (ok. 80°) z minimum ok. 12% i maksimum ok. 40% czasu cyklu. Podobny przebieg zmian kątowych w stawie łokciowym dla BK (minimum ok. 12% i maksimum ok. 35% czasu cyklu) uzyskali Holmberg i wsp. [2004], jednak zakresy ruchu (ok. 120°) były znacznie większe niż w badaniach własnych, co wynikało z dużo większych prędkości biegu (22-26 km/h). Maksymalne wartości występowały w momencie zakończenia efektywnej fazy kończyn górnych, a dochodzące do blisko 180° wartości (pełny wyprost w stawie), potwierdzały techniczne zalecenia ułożenia kończyn górnych dla tego momentu cyklu jak podawali Krasicki i wsp. [2010] i Łarionow i wsp. [2000]. Zakres zmian kąta dla tego stawu w badaniach Smith'a [2002] wynosił ok. 100° i mieścił się w przedziale od 65° do 165° .

W lewym stawie biodrowym dla KKN zakres zmian kątowych wynosił ok. 75° i mieścił się w przedziale od 118° do 193° . Tak duży kąt w stawie biodrowym (przeprost ok. 13°), obserwowany po zakończeniu odbicia kończyną dolną przypadający na ok. 50% czasu cyklu, potwierdził charakterystyczny układ ciała dla tej fazy cyklu, który opisali Krasicki i wsp. [2010], jako łukowatą linię łączącą głowę, biodro, kolano i piętę.

Zakres zmian kątowych w lewym stawie biodrowym dla JK znacznie różnił się u obu zawodników (77° dla AW i 94° dla RK), natomiast wartości minimum (ok. 25% czasu cyklu) i maksimum (ok. 95% czasu cyklu) występowały na przebiegach zmian podobnie jak w badaniach Göpfert i wsp. [2013]. Wartość minimum przypadała to na koniec efektywnej fazy kończyn górnych, natomiast maksimum występowało pod koniec cyklu kończyn dolnych (ok. 95% czasu cyklu) i w badaniach własnych występowało wówczas prawie pełne prostowanie w stawie biodrowym (wartości dochodzące do 176°).

Zakres zmian kątowych w lewym stawie biodrowym dla BK wynosił ok. 108° i mieścił się w przedziale od 71° dla RK w końcowym etapie efektywnej fazy kończyn górnych (ok. 25% czasu cyklu), do 179° dla AW tuż przed rozpoczęciem odepchnięcia (ok. 85% czasu cyklu). Mniejszy zakres zmian kątowych w tym stawie (ok. 80°) uzyskali Holmberg

i wsp. [2004], którzy wykazali, że mniejsze zakresy ruchu oraz mniejsza wartość minimum (ok. 100°) charakteryzuje biegaczy lepszych, a także wskazali na sekwencyjność włączania mięśni poszczególnych stawów, począwszy od stawu biodrowego, poprzez staw ramienny, a skończywszy na stawach łokciowych.

W konsekwencji podczas poruszania się bierze udział zarówno górna jak i dolna część ciała. Maksymalne zgięcie w stawie biodrowym występujące w badaniach własnych (ok. 25% cyklu) odpowiadało fazie ruchu w badaniach Smith'a [2002] dla maksymalnego pochylenia tułowia względem pionu (ok. 80°), jednak ze względu na różny sposób określania kątów nie można porównać wprost uzyskanych wartości.

5. Wnioski

Na podstawie analizy wyników badań własnych oraz porównania tych wyników do badań innych autorów można sformułować następujące wnioski dotyczące porównania trzech kroków techniki klasycznej, z zastrzeżeniem, że należy je dalej weryfikować, po przeprowadzeniu badań dla większej liczby biegaczy narciarskich:

1. KKN charakteryzował się najmniejszą pionową amplitudą ogólnego środka ciężkości (0,11m), następnie JK (0,22m) a największą amplitudę uzyskano dla BK (0,28m). To może uzasadniać wykorzystanie KKN jako kroku najlepiej dopasowanego do pokonywania niewielkich wzniesień, ponieważ najmniej energetycznie (energia potencjalna) będzie obciążać organizm ze wszystkich trzech kroków klasycznych.
2. KKN charakteryzował się najkrótszym czasem cyklu (1,30s), najmniejszym dystansem pokonanym w czasie cyklu (5,66m), a w związku z tym największą częstotliwością cyklu (078Hz), następnie BK (odpowiednio: 1,44s, 6,41m, 0,71Hz), a na trzecim miejscu JK (1,59s, 6,98m, 0,64Hz).
3. KKN charakteryzował się najdłuższym zarówno w wartościach bezwzględnych (0,91s), jak i względnych (70%) czasem efektywnej fazy kończyn górnych (odepchnięcia kijkami) oraz najdłuższym czasem odbicia kończynami dolnymi (0,30s, 23%), względem pozostałych kroków (kończyny górne: BK – 32%, JK – 31%; kończyny dolne: JK – 14%). Wydaje się, że największy wpływ na to miała asymetryczna, naprzemianstronna praca obu kończyn górnych i dolnych w całym cyklu, podczas gdy w JK i BK kończyny górne pracowały symetrycznie, w całym cyklu, a kończyny dolne w większej części cyklu.
4. Zmiany położenia kąтового w stawie łokciowym dla JK i BK były do siebie bardzo podobne jeśli chodzi o charakter zmian i zbliżone jeśli chodzi o wartości, prawdopodobnie głównie ze względu na zbliżoną, symetryczną pracę kończyn górnych, w odróżnieniu od KKN, którego charakter i zakres zmian znacznie się różnił, ze względu na asymetryczną, naprzemianstronną pracę kończyn górnych.
5. Zmiany położenia kąтового w stawie biodrowym różniły się dla trzech kroków klasycznych zarówno pod względem charakteru zmian jak i wartości, przy czym większe podobieństwo pod względem zakresu zmian i częściowo pod względem charakteru występowało ponownie dla BK i JK.

Piśmiennictwo

- [1] ANDERS P. (1977) *Cross-country skiing: a film analysis for the ascertainment of parameters which determine performance in conjunction with the double pole with thrust*, Swiss Federal Institute of Technology, Laboratory of Biomechanics, Zurich.
- [2] CIGNETTI F., SCHEA B., ROUARD A. (2009) *Effects of fatigue on inter-cycle variability in cross-country skiing*, Journal of Biomechanics. 42: 1452–1459.
- [3] GÖPFERT C., HOLMBERG H., STÖGGL T., MÜLLER E., LINDINGER S., *Biomechanical characteristics and speed adaptation during kick double poling on roller skis in elite cross-country skiers*. Sports Biomechanics 12. 2: 154–174.
- [4] GRIGORIEW W., FEDOKTINA O. (1986) *Efektownost kańkowo choda w lyżnom sportie z toczki zrenja mechaniczeskoj energii*. Teorija i Praktika Fizyczeskoj Kultury.3.
- [5] HABERLI R. (1977) *Cross-country skiing: a film analysis of the diagonal stride during elevation*, Swiss Federal Institute of Technology, Laboratory of Biomechanics, Zurich.
- [6] handbook of sports medicine: 32–61. Oxford: Blackwell Publishing.
- [7] HOLMBERG H., LINDINGER S., STÖGGL T., EITZLMAIR E., MÜLLER E. (2004) *Biomechanical Analysis of Double Poling in Elite Cross-Country Skiers*.
- [8] HOLMBERG J. (2012) *Musculoskeletal Biomechanics In Cross-country Skiing*, Linköping, Sweden.
- [9] HOLMBERG J., WAGENIUS P. (2003) *A biomechanical model of a double poling skier*, Dept. of Engineering, Physics and Mathematics, Mid Sweden University, Östersund, Sweden.
- [10] KRASICKI S., BLECHARZ J., KLIMEK A., KOWALCZYK J., ROSIŃSKI J., RUCHLEWICZ T., SADOWSKI G., TAJNER A., ZDEBSKI J. (2010) *Narciarstwo biegowe*. Studia i monografie 63.AWF Kraków.
- [11] LUND M. (2005) *Biomechanical study of cross-country skiing*, Master's Thesis 20p Department of Physic, UMEÅ UNIVERSITE.
- [12] ŁARINOW A., WIROLAJNEN P., SEMENOW N. (2000) *Narciarstwo Biegowe - Technika kroków narciarskich i metodyka ich nauczania*, AWF Katowice.
- [13] MARSLAND F., LYONS K., ANSON J., WADDINGTON G., MACINTOSH C., CHAPMAN D. (2012) *Identification of Cross-Country Skiing Movement Patterns Using Micro-Sensors*, Sensors. 12: 5047-5066.
- [14] NILSSON J., HOLMBERG H. (2000) *Develop the poling ability a must for high performance in modern cross-country skiing*, Svensk Skidsport 9.
- [15] PELLEGRINI B., ZOPPIROLI C., BORTOLAN L., HOLMBERG H., ZAMPARO P., SCHEA F. (2013) *Biomechanical and energetic determinations of technique selection in classical cross-country skiing*, Human Movement Science. 32: 1415–1429.
- [16] SAKURAI Y., FUJITA Z., ISHIGE Y. (2014) *Automated Identification and Evaluation of Subtechniques in Classical-Style Roller Skiing*, Journal of Sports Science and Medicine. 13: 651-657.
- [17] SMITH G. (1990) *Biomechanics of Crosscountry Skiing*, Sports Medicine. 9 (5): 273-285.
- [18] SMITH G. (2002) *Biomechanics of cross country skiing*. In H. Rusko (Ed.), Cross country skiing: Olympic
- [19] SMITH G., HOLMBERG H. (2010) *Nordic Skiing Biomechanics and Physiology*, XXVIII International Symposium of Biomechanics in Sports.
- [20] SOLIMAN A. (1977) *Cross-country skiing: the diagonal stride in flat*. Unpublished thesis for diploma in biomechanics, Swiss Federal Institute of Technology, Laboratory of Biomechanics, Zurich.

- [21] WASER J. (1976) *Film analysis of biomechanical parameters associated with cross-country skiing*. Paper presented at the International Symposium, Biomechanik Des Schilafs, Innsbruck.
- [22] ZORY R., BARBERIS M., ROUARD A. (2005) *Kinematics of sprint cross-country skiing*, Acta of Bioengineering and Biomechanics. 7. 2.

Analiza kinematyczna skoku konia i jeźdźca przez przeszkodę

Kinematic analysis of a horse's and rider's jump the fence

L. NOSIADEK, M. CHOLEWA

Zakład Biomechaniki, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu, Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, Al. Jana Pawła II 78, 31-571 Kraków, e-mail: leszek.nosiadek@awf.krakow.pl

Słowa kluczowe: konie, skoki, kinematyka, wysokość przeszkody

1. Wstęp

Skoki przez przeszkody są najbardziej znaną dyscypliną jeździecką, która polega na bezbłędnym i jak najszybszym pokonaniu toru przeszkód przez zespół do którego zalicza się konia i jeźdźca. Sędziowie oceniają dokładność każdego przejazdu oraz zaprezentowane umiejętności. Wśród przeszkód, które są ustawiane na placu konkursowym można wyróżnić: stajonatę, okser, double barre, triple barre, piramidę, mur i rów z wodą [Polski Związek Jeździecki 2003].

Zagadnienie analizy biomechanicznej skoków konia z jeźdźcem przez różne przeszkody to temat interesujący zarówno dla praktyków (zawodników) jak i teoretyków (trenerów). Zanim jednak stało się możliwe przeprowadzenie analizy kinematycznej ruchu konia, wcześniej należało rozwiązać problem wyznaczania jego środka masy i środków mas poszczególnych segmentów jego ciała, analogicznie jak to miało miejsce przy badaniach biomechanicznych człowieka.

Sprigings i Leach [1986] dzięki ustandaryzowanej metodzie podziału zwłok koni na 19 segmentów, określili ich masy, środki ciężkości oraz środek ciężkości całego ciała w dwóch wymiarach.

Podobne badania wykonali Kubo i wsp. [1992], wykorzystując do badania zamrożone zwłoki koni, które zostały podzielone na 20 segmentów. Zastosowali metodę wypierania wody i zauważyli, że dokładność pomiaru objętości i gęstości tułowia ze względu na pośmiertne wytwarzanie się gazów w układzie pokarmowym może być nieco błędna. Jednak uzyskali pomiary potrzebne do określenia całkowitego środka ciężkości całego ciała konia. Powers i Harrison [1999] wykonali przegląd jakościowych modeli biomechanicznych, które mogłyby być przydatne do badań koni w skokach przez przeszkody. Skok konia podzielili na pięć faz – przygotowawczą, odbicia, lotu, lądowania i odejście i stwierdzili, że każda z faz ma określone czynniki determinujące, które mają związek mechaniczny lub matematyczny ze skokami przez przeszkody.

W kolejnych badaniach tych autorów [Powers i Harison 2000] konie zostały podzielone na dobre i słabe, a następnie wyznaczono 20 zmiennych kinematycznych dotyczących ruchu środka ciężkości koni oraz kątów w stawach kończyn przednich nogi prowadzącej i nadążającej od fazy przygotowawczej do lądowania w skoku luzem.

Autorzy stwierdzili występowanie różnic w kątach nadgarstka podczas oderwania, wysokości środka ciężkości konia nad przeszkodą oraz prędkości poziomej środka ciężkości konia podczas lądowania. Ci sami autorzy [Powers i Harison 2002] dokonali analizy porównawczej koni skaczących przez przeszkody z jeźdźcem oraz luzem i zbadali z czego wynikają różnice w ruchu konia podczas skoków z jeźdźcem. Wykorzystali w tym celu 11 zmiennych kinematycznych wyznaczonych podczas skoku konia z jeźdźcem i luzem.

Wejer i wsp. [2010] przeprowadzili analizę porównawczą wybranych parametrów skoku konia dosiadanego przez jeźdźca i luzem w trakcie dwóch etapów treningu – na początku treningu i po okresie 3 miesięcy szkolenia. Wykazali, że istnieje wiele różnic w sposobie pokonywania tej samej przeszkody przez konia z jeźdźcem jak i bez. Stwierdzili istotny wpływ jeźdźcy na odległość odbicia kończyn przednich od przeszkody oraz kąt odbicia.

Stinner [2014] opisał kinematykę i dynamikę skoku konia z jeźdźcem przez wysoką przeszkodę pionową i szeroką przeszkodę poziomą wodną za pomocą podstaw fizyki i matematyki.

Nankervis i wsp. [2015] porównali pozycje skokowe jeźdźców elitarnych i nieelitarnych na dwóch rodzajach przeszkód (stacjonarna i okser). Na podstawie czterech kątów charakteryzujących skok określili różnice w technice skoku w zależności od przeszkody oraz fazy skoku.

Pomimo tego, że stan badań nad kinematyką koni skaczących przez przeszkody i liczba analiz biomechanicznych koni i jeźdźców powiększa się z biegiem lat, jednakże nadal nie dostarcza wyczerpujących odpowiedzi na pytania dotyczące optymalnej techniki i zmiennych, które mają największy wpływ na bezbłędne pokonanie przeszkody, stąd potrzebne są dalsze badania w celu ich określenia.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

W badaniach wzięły udział dwie pary koń-jeździec (K1+J1, K2+J2), których szczegółowe dane umieszczono w Tab. 1.

Tab. 1 Dane koni i jeźdźców biorących udział w badaniach

Oznaczenie konia	K1 (wałach)	K2 (wałach)
Rasa	Polski koń szlachetny półkrwi	Pełna krew angielska
Wiek	5 lat	15 lat
Masa ciała	450 kg	480 kg
Długość ciała	115 cm	125 cm
Wysokość w kłębie	158 cm	166 cm
Kuty	Nie	Nie

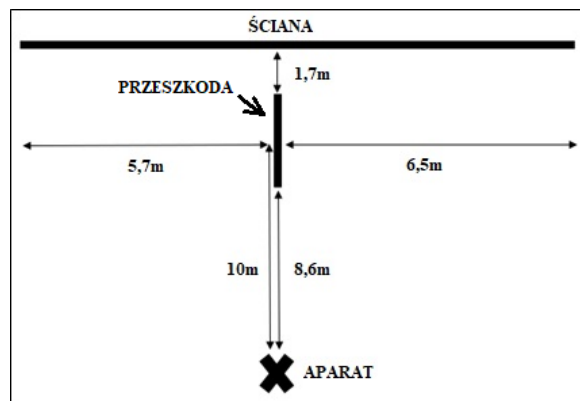
Oznaczenie jeźdźca	J1 (kobieta)	J2 (kobieta)
Wiek	14 lat	15 lat
Masa ciała	54 kg	52 kg
Wysokość ciała	167 cm	172 cm
Staż jeździecki	4 lata	3 lata
Odnaka jeździecka	Brązowa	Brązowa

Obaj jeźdźcy byli na podobnym poziomie umiejętności jeździeckich i jeździli na badanych koniach (trenując również skoki) od co najmniej 4 miesięcy. Zarówno konie, jak i jeźdźcy biorący udział w badaniach byli bez kontuzji układu ruchowego. Konie nie były spokrewnione ze sobą.

2.2. Metody

Badania odbyły się w dobrze oświetlonej hali o wymiarach 20x40m. Przed badaniami głównymi konie z jeźdźcami wykonały rozgrzewkę, która obejmowała: stęp, kłus oraz galop, a następnie kilka rozgrzewkowych skoków przez pojedynczą przeszkodę (stacjonatę) zawieszoną na niskiej wysokości – 40cm.

Badania główne polegały na wykonaniu poprawnych skoków w parach koń-jeździec w celu pokonania pojedynczej przeszkody (stacjonaty) umieszczonej kolejno na trzech wysokościach: 0,6m, 0,8m i 1,0m. Dany skok uznawano za wykonany poprawnie, jeśli koń nie strącił, ani nie dotknął przeszkody. Każda para wykonała kilka (od trzech do sześciu) poprawnych skoków dla każdej z założonych wysokości przeszkody. Konie pokonywały skokiem przeszkodę ustawioną w połowie dłuższego boku hali, galopując wokół hali w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara – wzdłuż ściany hali od prawej strony do lewej. Przeszkoda składała się z dwóch stojaków oraz drągów o długości 308cm i średnicy wynoszącej 10cm. Stojaki zostały ustawione prostopadłe do ściany hali, przy czym stojak bliższy ścianie hali został ustawiony w odległości 1,7m od niej.

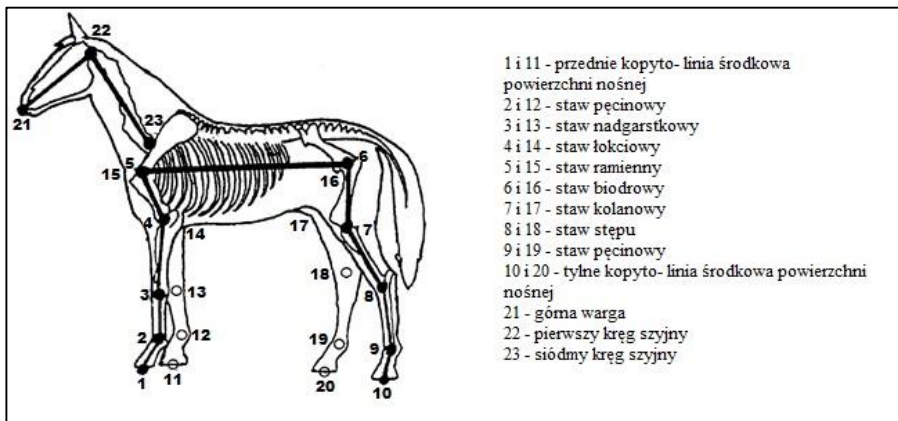


Ryc. 1 Ustawienie aparatu i obszar rejestracji skoku konia z jeźdźcem.

Wszystkie skoki były rejestrowane na materiale filmowym z częstotliwością 120Hz, z wykorzystaniem aparatu cyfrowego SONY RX100. Aparat był umieszczony na statywie w odległości 10m od środka przeszkody i 8,6m od jej bliższego stojaka, a oś optyczna jego obiektywu była ustawiona prostopadłe do kierunku ruchu konia z jeźdźcem. Obszar widzenia aparatu obejmował 6,5m przed przeszkodą oraz 5,7m za nią (Ryc. 1).

Ustawienie aparatu umożliwiło rejestrację wszystkich faz skoku konia: przygotowawczej, odbicia, lotu i lądowania.

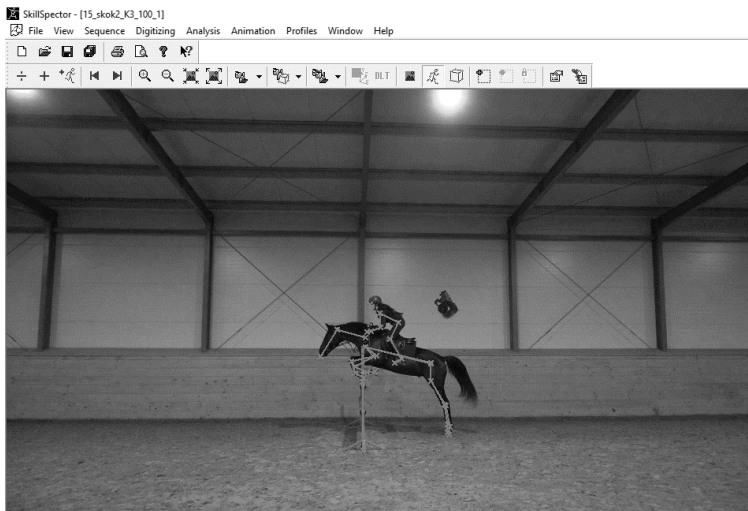
Zarówno konie, jak i jeźdźcy zostali oznaczeni z lewej strony markerami z wykorzystaniem białej taśmy. Markery zostały umieszczone na jeźdźcach zgodnie z przyjętym 10-punktowym modelem ciała (Full Body Right Side), natomiast markery na koniach zostały umieszczone zgodnie ze zmodyfikowanym 23-punktowym modelem konia (Ryc. 2).



Ryc. 2 Model konia wykorzystany w badaniu (na podstawie [5], zmodyfikowany przez L. Nosiadek).

Dla każdej pary koń-jeździec wybrano w drodze eliminacji nagrań, po jednej (najlepszej) próbie dla każdej wysokości przeszkody co dało w sumie sześć rejestracji filmowych skoków dla których przeprowadzono analizę kinematyczną. Jako kryterium eliminacji nagrań pod uwagę wzięto poprawność wykonania skoku zarówno przez jeźdźca jak i konia ze szkoleniowego (trenerskiego) punktu widzenia. Z analizy wyłączono filmy z próbami nieudanymi tj. takimi na których konie zbyt późno wykonywały odbicie, jeźdźcy zbyt szybko lub zbyt późno wykonywali pólśiad (pozycja przyjmowana na koniu w celu odciążenia grzbietu konia) lub dochodziło do krzyżowania tylnych nóg konia (przednie nogi galopują w jedną stronę, a tylne w drugą – przykładowa nieprawidłowa kolejność stawianych nóg może wyglądać następująco: prawa tylna, lewa tylna, lewa przednia i prawa przednia).

Do digitalizacji markerów naklejonych na konie i jeźdźców z materiału filmowego, a następnie również do uzyskania wyników wykorzystano program Skillspector v.1.3.2 (Ryc. 3).



Ryc. 3 Oznaczenie konia, jeźdźca i przeszkody w programie SkillsSpector.

W celu określenia układu współrzędnych w którym przeprowadzono analizę skoku konia z jeźdźcem wykorzystano ramę kalibracyjną w kształcie kwadratu o wymiarach 2,04x2,04m, która swoimi wymiarami obejmowała prawie cały obszar konia z jeźdźcem podczas skoku przez przeszkodę.

Do analizy skoku wybrano zmienne kinematyczne związane ruchem środka ciężkości (konia i jeźdźca) w tym: odległość poziomą od przeszkody i pionową nad ziemią w momencie oderwania i zetknięcia konia z podłożem oraz nad przeszkodą, maksymalną wysokość podczas fazy lotu, długość skoku, prędkość pionową w momencie oderwania i zetknięcia, a także kąty w wybranych stawach kończyn przednich konia podczas oderwania oraz kąt pod jakim nastąpiło oderwanie.

3. Wyniki

W badaniach wzięły udział dwie pary koń-jeździec (K1+J1, K2+J2), których szczegółowe dane umieszczono w Tab. 1. Wartości odległości pionowych środka ciężkości (konia i jeźdźca) od podłoża podczas skoku przedstawiono w Tab. 2.

Wartości wszystkich zmiennych zwiększały się wraz ze wzrostem wysokości przeszkody (H_{prz}). Wysokości oderwania (H_{oder}) średnio zwiększały się o 7cm przy podniesieniu przeszkody o 20cm z wysokości 0,6m do 0,8m oraz z wysokości 0,8m do 1,0m (w parach: o 8cm K1+J1 i o 5cm K2+J2 z 0,6m do 0,8m oraz o 5cm K1+J1 i o 9cm K2+J2 z 0,8m do 1,0m). Wysokości nad przeszkodą (H_{nad}) średnio zwiększały się o 10cm przy podniesieniu przeszkody o 20cm z wysokości 0,6m do 0,8m oraz o 13cm z wysokości 0,8m do 1,0m (w parach: o 10cm K1+J1 i o 9cm K2+J2 z 0,6m do 0,8m oraz o 12cm K1+J1 i o 14cm K2+J2 z 0,8m do 1,0m). Wysokości lądowania ($H_{ład}$) średnio zwiększały się o 5cm przy podniesieniu przeszkody o 20cm z wysokości 0,6m do 0,8m oraz o 4cm z wysokości 0,8m do 1,0m (w parach: o 7cm K1+J1 i o 3cm K2+J2 z 0,6m do 0,8m oraz o 6cm K1+J1 i o 1cm K2+J2 z 0,8m do 1,0m). Wysokości maksymalne w fazie

lotu (H_{max}) średnio zwiększały się o 10cm przy podniesieniu przeszkody o 20cm z wysokości 0,6m do 0,8m oraz o 13cm z wysokości 0,8m do 1,0 m (w parach: o 12cm K1+J1 i o 8cm K2+J2 z 0,6m do 0,8m oraz o 12cm K1+J1 i o 14cm K2+J2 z 0,8m do 1,0m).

Tab. 2 Pionowe odległości środka ciężkości od podłoża podczas skoku

Pary K+J		K1+J1			K2+J2			Śr		
Symbol	Jedn.									
H_prz	[m]	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	1,0
H_oder	[m]	1,37	1,45	1,50	1,41	1,46	1,55	1,39	1,46	1,53
H_nad	[m]	1,39	1,49	1,61	1,43	1,52	1,66	1,41	1,51	1,64
H_ląd	[m]	1,36	1,43	1,49	1,38	1,41	1,42	1,37	1,42	1,46
H_max	[m]	1,39	1,51	1,63	1,44	1,52	1,66	1,42	1,52	1,65

Wysokości położenia środka ciężkości nad przeszkodą (H_{nad}) i wysokości maksymalne (H_{max}) dla wszystkich skoków były bardzo zbliżone i różnice pomiędzy nimi nie przekraczały 2cm.

Wartości odległości poziomych środka ciężkości (konienia i jeźdźca) od przeszkody podczas oderwania i zetknięcia konienia z podłożem przedstawiono w Tab. 3.

Wartości wszystkich zmiennych zwiększały się wraz ze wzrostem wysokości przeszkody (H_{prz}) za wyjątkiem skoku pary K1+J1 dla wysokości przeszkody 0,8 m w którym odległość podczas oderwania (D_{oder}) zmalała o 15cm (z 0,43 m do 0,28 m). Odległości podczas lądowania ($D_{ląd}$) średnio zwiększały się o 40cm przy podniesieniu przeszkody o 20cm z wysokości 0,6m do 0,8m oraz o 31cm z wysokości 0,8m do 1,0m (w parach: o 51cm K1+J1 i o 29cm K2+J2 z 0,6m do 0,8m oraz o 21cm K1+J1 i o 41cm K2+J2 z 0,8m do 1,0m). Długość skoku (D_{skok}) średnio zwiększała się o 35cm przy podniesieniu przeszkody o 20cm z wysokości 0,6m do 0,8m oraz o 53cm z wysokości 0,8m do 1,0m (w parach: o 36cm K1+J1 i o 34cm K2+J2 z 0,6m do 0,8m oraz o 42cm K1+J1 i o 65cm K2+J2 z 0,8m do 1,0m).

Tab. 3 Poziome odległości środka ciężkości od przeszkody podczas oderwania i zetknięcia

Pary K+J		K1+J1			K2+J2			Średnia arytm.		
Symbol	Jedn.									
H_prz	[m]	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	1,0
D_oder	[m]	0,43	0,28	0,49	0,59	0,64	0,88	0,51	0,46	0,69
D_ląd	[m]	0,58	1,09	1,30	0,47	0,76	1,17	0,53	0,93	1,24
D_skok	[m]	1,01	1,37	1,79	1,06	1,40	2,05	1,04	1,39	1,92

Wartości prędkości pionowych i poziomych środka ciężkości (konia i jeźdźca) podczas oderwania i zetknięcia konia z podłożem przedstawiono w Tab. 4.

Tab. 4 Pionowe i poziome prędkości środka ciężkości podczas oderwania i zetknięcia

Pary K+J		K1+J1			K2+J2			Śr.		
Symbol	Jedn.									
H_prz	[m]	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	1,0
v _{x_oder}	[km/h]	-22,1	-21,2	-19,4	-21,7	-19,3	-20,7	-21,9	-20,3	-20,1
v _{y_oder}	[km/h]	1,3	3,7	5,5	1,8	4,4	5,1	1,6	4,1	5,3
v _{y_ład}	[km/h]	-2,9	-5,3	-6,6	-4,0	-5,2	-7,6	-3,5	-5,3	-7,1

Wartości prędkości poziomej podczas oderwania (v_{x_oder}) utrzymywały się na podobnym poziomie, średnio ponad 20km/h (maksymalna różnica 1,8km/h) i nieznacznie malały wraz ze wzrostem wysokości przeszkody z -21,9km/h (dla przeszkody 0,6m) do -20,1km/h (dla przeszkody 1,0m), za wyjątkiem pary K2+J2, dla której przy wzroście wysokości przeszkody z 0,8m do 1,0m prędkość wzrosła o 1,4 km/h (z -19,3km/h do -20,7km/h). Wartości prędkości pionowej podczas oderwania (v_{y_oder}) średnio rosły wraz ze wzrostem wysokości przeszkody o 2,5km/h z wysokości 0,6m do 0,8m oraz o 1,2km/h z wysokości 0,8m do 1,0m (w parach: o 2,4km/h K1+J1 i o 2,6km/h K2+J2 z 0,6m do 0,8m oraz o 1,8km/h K1+J1 i o 0,7km/h K2+J2 z 0,8m do 1,0m). Wartości prędkości pionowej podczas lądowania ($v_{y_ład}$) średnio rosły wraz ze wzrostem wysokości przeszkody o 1,8km/h z wysokości 0,6m do 0,8m oraz z wysokości 0,8m do 1,0m (w parach: o 2,4km/h K1+J1 i o 1,2km/h K2+J2 z 0,6m do 0,8m oraz o 1,3km/h K1+J1 i o 2,4km/h K2+J2 z 0,8m do 1,0m).

Wartości kątów w stawach łokciowych (Ł) i nadgarstkowo-śródręcznych (NS) przednich nóg konia: prowadzącej (prow) i nadążającej (nad) podczas oderwania konia od podłoża oraz kąta oderwania (KO) przedstawiono w Tab. 5.

Tab. 5 Kąty w stawach łokciowych (Ł) i nadgarstkowo-śródręcznych (NS) przednich nóg konia oraz kąt oderwania (KO)

Pary K+J		K1+J1			K2+J2			Śr.		
Symbol	Jedn.									
H_prz	[m]	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	1,0	0,6	0,8	1,0
Ł_prow	[°]	65	71	58	66	59	66	66	65	62
Ł_nad	[°]	68	93	73	70	64	62	69	79	68
NS_prow	[°]	113	75	81	120	99	85	117	87	83
NS_nad	[°]	120	62	56	105	82	81	113	72	69
KO	[°]	3	10	16	5	13	14	4	12	15

Wartości kątów w stawach łokciowych (Ł) przednich nóg konia podczas oderwania konia od podłoża były w większości skoków znacznie mniejsze niż 90° i wynosiły od 59° do 73° (poza jednym skokiem na wysokość 0,8m K1+J1, w którym dla nogi nadążającej wyniosła 93°), przy czym mniejsze wartości (większe zgięcie w stawie) występowało przeważnie dla nogi prowadzącej (poza jednym skokiem na wysokość 1,0m K2+J2, w którym dla nogi nadążającej wartość zgięcia była większa o 4°). Wartości kątów w stawach nadgarstkowo-śródręcznych (N-S) przednich nóg konia podczas oderwania konia od podłoża zmniejszały się (większe zgięcie w stawie) wraz ze wzrostem wysokości przeszkody w zakresie od 120° do 56° , przy czym mniejsze wartości (większe zgięcie) występowało przeważnie dla nogi nadążającej (poza jednym skokiem na wysokość 0,6m K1+J1, w którym dla nogi prowadzącej wartość zgięcia była większa o 7°). Wartość kąta oderwania (KO) rosła wraz ze wzrostem wysokości przeszkody w zakresie od 3° do 16° , przy czym większe wzrosty zaobserwowano przy zmianie wysokości przeszkody z 0,6m do 0,8m (średnio o 8°), niż przy zmianie wysokości przeszkody z 0,8m do 1,0m (średnio o 3°).

4. Dyskusja

W badaniach własnych wzięły udział dwie pary koń-jeźdźców (K1+J1, K2+J2), w których jeźdźcy byli w zbliżonym wieku i na podobnym poziomie umiejętności jeździeckich, natomiast konie różniły się wiekiem (różnica 10lat), a także wysokością w kłębie (różnica 8cm), masą (różnica 30kg) i długością ciała (różnica 10cm), co mogło mieć wpływ na wartości wielu wyznaczanych zmiennych kinematycznych, a także na sam sposób pokonywania przeszkody (doświadczenie konia).

Jedną z ważniejszych zmiennych z punktu widzenia analizy skoku konia była wysokość nad przeszkodą (H_{nad}) na którą wpływ miały takie zmienne, jak prędkość pozioma i pionowa środka ciężkości w momencie oderwania, wysokość oderwania i odległość od przeszkody [Powers i Harison 2000]. Para K2+J2 osiągnęła większą wysokość nad przeszkodą dla każdej wysokości przeszkody (od 3cm do 5cm), co może świadczyć o wyborze lepszej kombinacji zmiennych w fazie odbicia. Mogła jednak ona wynikać również z różnic pomiędzy końmi, np. wysokości w kłębie. Wysokości uzyskane w momencie gdy środek ciężkości znajdował się nad przeszkodą (H_{nad}) prawie w każdej próbie były równocześnie wysokościami maksymalnymi jakie udało się osiągnąć badanym parom (H_{max}), co może wskazywać na właściwy dobór miejsca odbicia, prędkości i kąta oderwania przez parę koń-jeźdźców. Uzyskane z badań własnych wysokości środka ciężkości nad przeszkodą zawieszoną na wysokości 1,0m (1,61m i 1,66m), były mniejsze, niż spotykane u innych autorów, np. w analogicznych skokach przez stacjonatę były większe o około 40cm (2,03m w pracy [Powers i Harison 2002]), natomiast w skokach przez okser o szerokości 0,5m, były większe o około 10-20 cm (1,78m i 2,03m w pracy [Powers i Harison 2000]). Wysokość maksymalna środka ciężkości (H_{max}) podczas skoku wzrastała wraz ze wzrostem wysokości przeszkody: dla 0,6m wynosiła 1,42m, dla 0,8m wynosiła 1,52m, a dla 1,0m wynosiła 1,65m, co było potwierdzeniem obserwacji z badań Moghaddam i Krosavi [2007], gdzie dla zmiany

wysokości przeszkody od 1,00m do 1,40m, wysokość maksymalna środka ciężkości wzrosła od 1,95m do 2,10m. Podobnie, jak w badaniach własnych większa wysokość wyskoków charakteryzowała konie wyższe, o lepszej technice skoku i bardziej doświadczone [Powers i Harison 2000]. Większe wysokości przeszkody wymuszały większe wysokości położenia środka ciężkości (koń+jeździec) we wszystkich kluczowych momentach skoku: w momencie oderwania od podłoża, nad przeszkodą i w momencie lądowania. Największą obserwowaną zmianą położenia środka ciężkości była wysokość maksymalna (H_{max}), dla której przy zmianie wysokości przeszkody o 20cm, średnia zmiana położenia wynosiła 10cm. Natomiast położenie środka ciężkości bezpośrednio nad przeszkodą (H_{nad}) zmniejszało się wraz ze wzrostem wysokości przeszkody – od położenia środka ciężkości 83cm nad przeszkodą na wysokości 0,6m do 61cm „zapasu” na wysokości 1,0m, co może oznaczać, że im większa wysokość przeszkody, tym para koń+jeździec ma mniejszy margines błędu na prawidłowe techniczne wykonanie skoku, ze względu na mniejszą odległość nad przeszkodą.

Dla większości skoków odległości poziome środka ciężkości od przeszkody były mniejsze podczas oderwania (D_{oder}) a większe podczas zetknięcia ($D_{ład}$). Wraz ze wzrostem wysokości przeszkody konie osiągały większe odległości poziome środka ciężkości od przeszkody – np. dla wysokości przeszkody 0,6m odległość pozioma podczas oderwania wynosiła średnio 0,51m, a dla największej wysokości przeszkody 1,0m wynosiła średnio 0,69m. Podobną zależność wzrostu odległości środka ciężkości od przeszkody wraz ze wzrostem wysokości przeszkody odnotowała w swoich badaniach Powers [2002], jednak skoki były wykonywane dla większych wysokości przeszkody (1,80m, 1,96m, 2,09m, 2,19m, 2,27m) i odległości D_{oder} wynosiły dla tych wysokości odpowiednio: 1,22m, 1,39m, 1,41m, 1,32m, 1,56m. Odbijając się dalej od przeszkody, konie mogą przyjmować bardziej poziomą pozycję ciała i osiągać lepsze wyniki, mając czas na podciągnięcie nóg do tułowia i dzięki temu na uniknięcie strącenia przeszkody. Biorąc pod uwagę różnice w odległościach środka ciężkości od przeszkody podczas oderwania można stwierdzić, że para K2+J2 uzyskiwała większe odległości poziome przed przeszkodą, czyli prezentowała lepszą technikę skoku, niż para K2+J2 i być może dla tej drugiej pary istotne w dalszym szkoleniu byłoby stosowanie drąga przed przeszkodą, aby pomóc w dokładnej ocenie odpowiedniej odległości odbicia podczas skoku. Do podobnych wniosków doszli Powers i Harrison [2000], na podstawie badań w których konie skakały luzem z użyciem drąga przed przeszkodą, ale nawet z taką pomocą nie wszystkie konie pokonały przeszkodę, bo nie były w stanie właściwie ocenić swojej odległości od przeszkody. Odległości lądowania za przeszkodą ($D_{ład}$) i długość skoku (D_{skok}) średnio zwiększały się wraz ze wzrostem wysokości przeszkody od 0,6m do 1,0m, odpowiednio od 0,53m do 1,24m ($D_{ład}$) i od 1,04m do 1,92m (D_{skok}). W badaniach innych autorów mniejsze odległości przed przeszkodą i za przeszkodą uzyskiwały konie skaczące razem z jeźdźcem (0,47m przed i 1,49m za), w porównaniu do koni skaczących luzem (0,99m przed i 1,59m za), natomiast konie o lepszej technice odbijały się dalej od przeszkody (0,40m przed) i lądowały bliżej za przeszkodą (1,35m za)

w porównaniu do koni o gorszej technice (odpowiednio 0,33m przed i 1,57m za) [Powers i Harrison 2000, Powers i Harrison 2022].

Prędkość pozioma w momencie oderwania konia od podłoża (V_{x_oder}) w badaniach własnych utrzymywała się na podobnym poziomie, średnio ponad 20km/h i nieznacznie malała wraz ze wzrostem wysokości przeszkody z 21,9km/h (dla przeszkody 0,6m) do 20,1km/h (dla przeszkody 1,0m). Podobną zależność zmniejszania prędkości poziomej, stwierdzono w badaniach porównujących skoki przez przeszkody o wysokości 1,0m (14,2km/h) i 1,4m (13,2km/h), jednak same wartości prędkości były znacznie mniejsze [Moghaddam i Krosavi 2007]. Trochę inne zależności stwierdzono w badaniach przeprowadzanych podczas konkursu „Potęgi skoków”, w którym wysokości przeszkody zwiększano od 1,80m do 2,27m. Średnie prędkości poziome dla dwóch pierwszych wysokości rosły, a po przekroczeniu wysokości przeszkód ponad dwa metry nieznacznie się zmniejszały, odpowiednio: dla wysokości przeszkody 1,80m prędkość pozioma wynosiła 18,4km/h, dla 1,96m – 21,5km/h, dla 2,09 m – 20,6km/h, dla 2,19m – 18,3km/h i dla 2,27m – 18,5km/h [Clayton i Barlow 1989]. Podobnie jak w badaniach własnych (maksymalna różnica 1,8km/h) różnice pomiędzy prędkościami poziomymi w momencie oderwania nie były duże (maksymalna różnica wyniosła 3,2km/h), a same wartości prędkości były w większości przypadków porównywalne lub nieznacznie mniejsze. Może to świadczyć o tym, że prędkość pozioma nie jest tak istotna dla pokonania różnych wysokości przeszkody. W przypadku koni skaczących luzem, konie lepsze technicznie prezentowały mniejsze prędkości poziome podczas oderwania (20,5km/h) od koni słabszych technicznie (23,1km/h), a same wartości prędkości były porównywalne lub nieznacznie większe [Powers i Harrison 2000]. Dokonując porównania koni dosiadanych przez jeźdźców z końmi skaczącymi luzem, prędkość pozioma podczas oderwania była mniejsza u tych pierwszych (19,4km/h), niż u tych drugich (22,5km/h). Na tej podstawie Powers i Harrison [2002] wskazali, że zdolność jeźdźca do kontrolowania długości i częstotliwości kroków konia podczas fazy przygotowawczej i w efekcie wyboru miejsca oderwania konia przed przeszkodą jest bardzo istotna. Również w tych badaniach same wartości prędkości poziomej były zbliżone to uzyskanych z badań własnych. Można więc stwierdzić, że jeździec ma wpływ na prędkość poziomą u koni w fazie przygotowawczej i w konsekwencji na miejsce oderwania konia przed przeszkodą.

W badaniach własnych prędkości pionowe środka ciężkości podczas oderwania i zetknięcia rosły wraz ze wzrostem wysokości przeszkody od 0,6m do 1,0m, średnio od 1,6km/h do 5,3km/h podczas oderwania i od 3,5km/h do 7,1km/h podczas lądowania. Wartości prędkości pionowej środka ciężkości były zbliżone do uzyskanych przez Powers i Harrison [2002] dla wysokości przeszkody 1,0m, gdzie wynosiły odpowiednio: 5,4km/h podczas oderwania i 7,4km/h podczas lądowania. Z analizy zależności wielkości opisujących rzut ukośny wiadomo, że większa prędkość pionowa podczas oderwania wpływa na osiąganie większych wartości innych zmiennych (np. długości lotu, wysokości wyskoku, czasu lotu). W przypadku każdego skoku, prędkości pionowe podczas lądowania były większe niż podczas oderwania, co może wskazywać na zupełnie inny

mechanizm wykonywania odbicia z kończyn tylnych w porównaniu do mechanizmu lądowania na kończynie przednie konia.

Innymi zmiennymi analizowanymi w fazie odbicia były kąty w stawach łokciowych i nadgarstkowo-śródręcznych przednich nóg koni. Wartości kątów w stawach łokciowych (Ł) przednich nóg konia podczas oderwania konia od podłoża wynosiły od 59° do 73° , przy czym mniejsze wartości (większe zgięcie w stawie) średnio występowały przeważnie dla nogi prowadzącej (62° - 66°) w porównaniu do nogi nadążającej (68° - 79°). Wartości kątów w stawach nadgarstkowo-śródręcznych (N-S) przednich nóg konia podczas oderwania konia od podłoża zmniejszały się (większe zgięcie w stawie) wraz ze wzrostem wysokości przeszkody w zakresie od 120° do 56° , przy czym mniejsze wartości (większe zgięcie) średnio występowały przeważnie dla nogi nadążającej (69° - 113°) w porównaniu do nogi prowadzącej (83° - 117°). Zginanie przednich nóg w stawach łokciowym i nadgarstkowo-śródręcznym służyło podniesieniu kończyn (podciągnięciu nóg do tułowia) w celu nie zaczepienia, a w konsekwencji nie strącenia przeszkody podczas jej pokonywania. Im większe zgięcie, tym wyżej podniesione nogi i mniejsze prawdopodobieństwo zahaczenia o przeszkodę i jej strącenia. Większe kąty w stawach mogą świadczyć zarówno o słabej zdolności konia do podciągania nóg jak i o możliwości, że przy mniejszych wysokościach przeszkód nie jest konieczne mocne podciąganie przednich nóg do tułowia. Powers i Harrison [2000] na podstawie badań stwierdzili występowanie dużych różnic w wartościach kątów przednich nóg w stawach nadgarstkowo-śródręcznych podczas fazy odbicia przed przeszkodą o wysokości 1,0m i zasugerowali, że dobre konie mają większe zdolności do podciągania przednich nóg i szybsze reakcje w kontrolowaniu położenia kończyn niż konie słabe (zgięcie 58° vs 72° dla nogi prowadzącej i zgięcie 53° vs 61° dla nogi nadążającej). Wartości kątów przednich nóg w stawach nadgarstkowo-śródręcznych uzyskane w badaniach Powers i Harrison [2000] miały mniejsze wartości, niż w badaniach własnych, jednakże należy wziąć pod uwagę, iż były to konie skaczące luzem bez jeźdźcy, który może mieć wpływ na wysokość podnoszenia nóg konia, a stopień tego wpływu nie jest znany. Warto jednak zauważyć, że podobnie jak w badaniach własnych konie w badaniach Powers i Harrison [2002] uzyskały mniejsze wartości kątów w stawach nogi nadążającej. Clayton i Barlow [1989] w swoich badaniach stwierdzili, że konie elitarne mają szybszy czas reakcji niż konie nieelitarne, a przez to dobre konie mają wrodzoną zdolność podciągania nóg bliżej ciała podczas skoku, a kąty w stawach koni można poprawić treningami.

Wartość kąta oderwania (KO) rosła wraz ze wzrostem wysokości przeszkody średnio w zakresie od 3° do 16° . Zauważono zależność, że im mniejsza prędkość pozioma w fazie przygotowawczej, tym większa prędkość pionowa, a przez to większy również kąt oderwania. W badaniach własnych największe wartości (16°) odnotowano dla przeszkody zawieszanej na wysokości 1,0m, dla której wartości prędkości pionowych były większe, niż na pozostałych wysokościach. Przy założeniu parabolicznej trajektorii lotu, jak wynika z teorii rzutu ukośnego, jeżeli wysokość środka ciężkości przy lądowaniu jest równa wysokości przy oderwaniu, kąt rzutu, który maksymalizuje odległość w poziomie wynosi 45° , natomiast jeżeli wysokość lądowania jest większa lub mniejsza niż wysokości

oderwania to idealna trajektoria będzie odpowiednio większa lub mniejsza niż 45° [Hay 1985]. Można zatem stwierdzić, że w przypadku koni biorących udział w badaniach własnych kąt ten wynosił dużo poniżej 45° . Podobne wartości kątów oderwania wynikały z badań Clayton, Colborne i Burns [1995], w których wysokość położenia środka ciężkości koni była prawie taka sama przy oderwaniu jak przy lądowaniu, a wyznaczone kąty oderwania były również mniejsze niż 45° . Stwierdzili oni, że osiągnięcie idealnego kąta przy dużych prędkościach może nie być fizycznie możliwe do osiągnięcia przez konia. Wartości kątów oderwania wyniosły średnio 15° w pierwszej grupie koni i 12° w grupie drugiej, a ich zakres wyniósł od 10° do 18° . Autorzy Ci stwierdzili, że każdy koń prawdopodobnie ma swój własny i optymalny kąt oderwania. Dowiedli ponadto, że kąt oderwania i prędkość pionowa oderwania są silnie skorelowane. Wartości kąta oderwania uzyskane w badaniach własnych były nieznacznie mniejsze niż wyniki uzyskane przez Clayton, Colborne i Burns [1995], ale odnosiły się do mniejszych wysokości przeszkody.

5. Wnioski

Na podstawie analizy wyników badań własnych oraz porównania tych wyników do badań innych autorów można sformułować następujące wnioski, z zastrzeżeniem, że należy je dalej weryfikować, po przeprowadzeniu badań dla większej liczby badanych par (koń+jeździec):

1. Większa wysokość wyskoków charakteryzuje konie wyższe (w kłębie), o lepszej technice skoku i bardziej doświadczone.
2. Odbijając się dalej od przeszkody, konie mogą przyjmować bardziej poziomą pozycję ciała i osiągać lepsze wyniki, mając czas na podciągnięcie nóg do tułowia i dzięki temu uniknięcie strącenia przeszkody.
3. Prędkość pozioma środka ciężkości podczas oderwania konia od podłoża nie jest tak istotna dla pokonania różnych wysokości przeszkody, a mniejsze wartości tej prędkości charakteryzują konie o wyższym poziomie techniki.
4. Jeździec ma wpływ na prędkość poziomą u koni w fazie przygotowawczej i w konsekwencji na miejsce oderwania konia przed przeszkodą.
5. Prędkość pionowa środka ciężkości podczas oderwania i zetknięcia rośnie wraz ze wzrostem wysokości przeszkody.
6. Większe podciągnięcie przednich kończyn konia do tułowia sprzyja pokonaniu przeszkody bez strącenia i charakteryzuje się większym zgięciem kończyny prowadzącej w stawach łokciowych oraz większym zgięciem kończyny nadążającej w stawach nadgarstkowo-śródręcznych.
7. Kąt oderwania środka ciężkości od podłoża rośnie wraz ze wzrostem wysokości przeszkody.

Piśmiennictwo

- [1] CLAYTON H., BARLOW D. (1989) *The effect of fence height and width on the limb placements of showjumping horses*. Journal of Equine Veterinary Science 9: 179-185.

-
- [2] CLAYTON H., COLBORNE G., BURNS T. (1995) *Kinematics analysis of successful and unsuccessful attempts to clear a water jump*. Equine Veterinary Journal. suppl. 18: 166-169.
- [3] HAY J. (1985) *Biomechanics of Sports Techniques*, 3. Wyd. Prentice Hall, Engelwood Cliffs, New Jersey: 31- 44.
- [4] KUBO K., SAKAI T., SAKURAOKA H., ISHII K. (1992) *Segmental Body Weight, Volume and Mass Center in Thoroughbred Horses*. Tokyo, Japan.
- [5] MOGHADDAM M., KHOSRAVI N. (2007) *A new simple biomechanical method for investigating horses jumping kinematics*, Edinburgh, UK.
- [6] NANKERVIS K., DUMBELL L., HERBERT L., WINFIELD J. GUIRE R., LAUNDER L. (2015) *A comparison of the position of elite and non-elite riders during competitive*, Gloucester, England.
- [7] POLSKI ZWIĄZEK JEŹDZIECKI (2003) *Zasady Jazdy konnej. Podstawowe wyszkolenie jeźdźca i konia*. PZJ Łódź.
- [8] POWERS P. (2002) *The take off kinematics of jumping horses in a puissance competition*, Limerick, Ireland.
- [9] POWERS P., HARRISON A. (2000) *A study on the techniques used by untrained horses during loose jumping*. Journal of Equine Veterinary Science, 20: 845-850.
- [10] POWERS P., HARRISON A. (2002) *Effects of the rider on the linear kinematics of jumping horses*, Sports Biomechanics, Volume 1, Issue 2.
- [11] POWERS P., HARRISON A. (1999) *Models for biomechanical analysis of jumping horses*. Journal of Equine Veterinary Science. Volume 19, Issue 12: 799-806.
- [12] SPRIGINGS E., LEACH D. (1986) *Standardized technique for determining the center of gravity of body and limb segments of horses*. Equine Veterinary Journal. 18: 43-49.
- [13] STINNER A. (2014) *The Physics of Equestrian Show Jumping*. The Physics Teacher, Vol. 52.
- [14] WEJER J., JODŁOWSKA M., LEWCZUK D. (2010) *Analiza parametrów skoków konia dosiadanego przez jeźdźca i skaczącego swobodnie w trakcie dwóch etapów treningu*. Roczniki Naukowe Polskiego Towarzystwa Zootechnicznego, t. 6, nr 4.

Postawa ciała młodych mężczyzn w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu

Body posture of young men in open and closed-eye situations

E. OLSZEWSKA, P. TABOR

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie. e-mail: elzbieta.olszewska@awf.edu.pl;
piotr.tabor@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: postawa ciała, kontrola posturalna, krzywizny kręgosłupa,

1. Wstęp

1.1. Postawa ciała

Postawa ciała człowieka to spionizowana jego sylwetka, postrzegana jako nawyk ruchowy, kształtujący się na określonym podłożu morfologicznym, funkcjonalnym i środowiskowym. Tak opisaną postawę ciała możemy rozpatrywać w dwóch aspektach anatomicznym i fizjologicznym. Utrzymanie spionizowanej sylwetki zapewnia kręgosłup wraz z jego fizjologicznymi krzywiznami stanowiący, trzon postawy spionizowanej. W aspekcie fizjologicznym postawa ciała to umiejętność ruchowa postrzegana jako akt dynamiczny, w którym układ poszczególnych segmentów występuje przeciwko sile ciężkości. Spionizowana sylwetka sprawia, że postawa ciała funkcjonuje w niekorzystnych warunkach równowagi chwiejnej [Błaszczuk 2004, Kutzner-Kozińska i wsp. 2004, Kasperczyk 2004, Nowotny i wsp. 2008, Nowotny i wsp. 2015, Kasperczyk, Mucha red. 2016, Souchard 2014].

Postawa ciała jest wypadkową współdziałania wielu czynników, które warunkują jej funkcjonowanie w przestrzeni i umożliwiają przeciwstawianie się sile ciężkości. Ze względu na indywidualność i zmienność postawy ciała w ontogenezie wielu autorów podkreśla, że nie jest możliwe opracowanie jednego, idealnego wzorca postawy prawidłowej. Określane są natomiast kryteria prawidłowości postawy ciała [Kutzner-Kozińska i wsp. 2004, Nowotny, Saulicz 1998, Kasperczyk 2004, Matyja 2012, Nowotny i wsp. 2015]. Jednym z istotnych kryteriów jest zrównoważenie i stabilność postawy. Wg Błaszczuka [2004] zrównoważenie ciała to sytuacja w której pionowa orientacja ciała osiągnięta jest dzięki zrównoważeniu działających na postawę ciała sił. W warunkach statyki rzut środka ciężkości ciała powinien padać na środek płaszczyzny podparcia. W warunkach dynamicznych zrównoważenie jest związane z odpowiednim napięciem i pracą mięśni agonistów, antagonistów i synergistów, które zapewnia możliwość wykonywania określonych czynności ruchowych. Stabilność postawy ciała to stała kontrola motoryczna i niezmiennosc postawy w odpowiedzi na zakłócenia lub wahania

spowodowane zaburzeniem. Jest związana z ustawieniem środka ciężkości (COP) i jego ciągłym przemieszczaniem się [Błaszczuk et al. 2009].

Stabilność i zrównoważenie są czynnikami koniecznymi do utrzymania prawidłowej postawy ciała, ale nie wystarczającymi. Matyja [2012] dodatkowo, jako kryteria prawidłowości postawy wymienia:

- prawidłowo ukształtowany układ kostno-stawowo - więzadłowy
- dobrze rozwinięty i wydolny układ mięśniowy
- sprawnie funkcjonujący układ nerwowy wraz z prawidłowo rozwiniętym mechanizmem antygravitacyjnym
- odpowiednio ułożone i sprawnie działające narządy wewnętrzne, które zapewniają optymalną wydolność statyczno – dynamiczną.

Autorka podkreśla jednocześnie, że prawidłowa postawa ciała winna spełniać wszystkie wymienione kryteria, pomimo ich zróżnicowania.

1.2. Postawa ciała w ontogenezie

Postawa ciała jest cechą indywidualną osobnika i zmienną w toku ontogenezy. Rozwój mechanizmów posturalnych rozpoczyna się jeszcze w okresie życia płodowego i ma charakter odruchowy [Kutzner- Kozińska i wsp. 2004, Matyja 2012, Kasperczyk, Mucha red 2016]. Rozwój bazowych układów zmysłowych w okresie życia płodowego prowadzi do pojawienia się odruchów pierwotnych o charakterze posturalnym, które warunkują późniejszy rozwój pionizacji postawy ciała [Assaiante C, Amblard B., 1995, Rosłonek 2021, Zalewska i wsp. 2021]. Postnatalny rozwój mechanizmów posturalnych związany jest z integracją odruchów pierwotnych i pojawieniem się, wraz z dojrzewaniem ośrodkowego układu nerwowego, reakcji posturalnych, do których zaliczamy reakcje statyczne, nastawcze, obronne i równoważne [Rosłonek 2021, Matyja 2012].

Reakcje (odrucho) statyczne są najbardziej prymitywnymi reakcjami posturalnymi mającymi zabezpieczyć prawidłowe ułożenie ciała. Pierwotne odruchu postawy ciała mają charakter toniczny i integrowane są na poziomie rdzenia kręgowego i rdzenia przedłużonego. Ich działanie powinno się zakończyć w pierwszym półroczu życia dziecka. Brak wygaszenia odruchów pierwotnych (statycznych) jest przeszkodą w rozwoju kolejnych etapów posturogenezy – reakcji nastawczych [Matyja 2012].

Reakcje nastawcze lub prostowania dominują w II półroczu życia dziecka, ich pojawienie się i rozwój pozwala na takie ułożenie poszczególnych części ciała dziecka względem siebie, które pozwala na kontrolę ustawienia głowy w przestrzeni, a także prawidłowe ustawienie tułowia, obręczy barkowej i miednicy zarówno w warunkach pionizacji, jak również w czasie ruchów rotacyjnych. Osiągnięcie przez dziecko tych umiejętności jest możliwe dzięki integracji bodźców odbieranych przez kanały zmysłowe – przedsionkowy, somatosensoryczny (propriocepcja, czucie powierzchniowe) i wzrokowy.

Reakcje obronne mają na celu przeciwdziałanie w sytuacji wytrącenia ciała z równowagi. Gdy środek ciężkości ciała przemieszcza się poza płaszczyznę podparcia wówczas obserwujemy ruchy wyciągnięcia kończyn górnych w celu podparcia (reakcja

obronna). Reakcje te pojawiają się w rozwoju dziecka około 7-8 miesiąca życia. Ich brak może prowadzić do niepewności grawitacyjnej i zaburzeń bazowych kanałów zmysłowych [Przyrowski 2015]. Reakcje równoważne są najbardziej skomplikowane neurofizjologicznie, uznaje się je za najlepiej rozwiniętą formę automatycznych wzorców ruchowych. Ich głównym celem jest utrzymanie i/lub przywrócenia równowagi ciała w określonych pozycjach. Proces ten jest możliwy dzięki odpowiednio funkcjonującemu mechanizmowi postawy ciała (antygravitacyjny). Rozwój reakcji posturalnych związany jest z aktywnością motoryczną. Stąd też kształtowanie postawy ciała uwarunkowane jest odpowiednim dojrzewaniem mechanizmu antygravitacyjnego, w którym wyróżnia się odpowiednio współpracujące ze sobą napięcie posturalne, odpowiednio funkcjonujące unerwienie recyprokalne (przeciwstawne) i prawidłowo skoordynowane ze sobą wzorce motoryczne i posturalne [Bobath i Bobath 1971, Bobath 1991].

1.3. Kontrola postawy ciała

Pionizacja i działanie siły ciężkości powoduje, że postawa ciała jest chwiejna i wymaga stałej kontroli [Souhard 2014]. Mechanizm kontroli postawy jest związany z koordynacją nerwowo-mięśniową i występowaniem ruchów korygujących, których zadaniem jest przywrócenie równowagi ciała. Istotnym wydaje się także centralne ustawienie głowy, jako najwyższego punktu całego ciała, za które odpowiedzialne są kanały półkoliste układu przedsionkowego [Kingma 2016]. Analizując mechanizm kontroli postawy należy odnieść się również do sterowania postawą ciała. Polega on na stałym dopasowywaniu się poszczególnych segmentów ciała do zmieniających się warunków wewnętrznych i zewnętrznych. Takie zmiany poszczególnych segmentów ciała, w zależności od aktualnych potrzeb, są warunkowane odpowiednim napięciem mięśni i właściwie działającym układem nerwowym [Nowotny i wsp. 2015]. Kontrola posturalna wymaga wykorzystania integracji bodźców płynących z różnych kanałów zmysłowych – przedsionkowego, somatosensorycznego i wzrokowego [Sobera 2010, Nowotny i wsp. 2015]. Także w mechanizmie utrzymania równowagi ciała w pozycji pionowej rolę nadrzędną pełni układ proprioceptywny (somatosensoryczny), układ wzrokowy i przedsionkowy pełnią funkcję wspomagającą [Błaszczuk 2004]. Narząd wzroku, mimo funkcji wspomagającej, w mechanizmie posturalnym, informuje o przestrzennej pozycji ciała względem otaczających obiektów, a jego zaburzenie wywołuje negatywne skutki w utrzymaniu kontroli posturalnej i stabilności [Lord i Menz 2000, Sparto i wsp. 2006].

Wg Petersona i wsp. [2006] istotne znaczenie wzroku przy kontroli posturalnej obserwuje się u dzieci po 12 roku życia. Autorzy wyjaśniają to zjawisko tym, że na wcześniejszych etapach rozwoju, nie ma pełnej integracji bodźców pochodzących z narządów wzroku i przedsionka, co powoduje trudności w wykorzystaniu percepcji przy utrzymaniu postawy spionizowanej. Steindl i wsp. [2006] stwierdzili, na podstawie badań, że taki brak integracji dwóch podstawowych kanałów zmysłowych niezbędnych do utrzymania postawy spionizowanej utrzymuje się nawet do 15-16 roku życia. Na podstawie badań można sądzić, że rozwój kontroli postawy jest procesem długotrwałym

i złożonym. Nie kończy się w wieku przedszkolnym, jak wskazywali Hirabayashi i Iwasaki [1995], ale trwa co najmniej do końca okresu dojrzewania. Przeprowadzono również badania osób dorosłych dotyczące integracji widzenia i czucia głębokiego w kontekście planowania ruchu i kontroli zachowania się ciała w przestrzeni (schemat ciała). Analiza wykazała, że własna ocena ułożenia ciała w przestrzeni, jest lepsza w sytuacji prawidłowej integracji bodźców wizualnych i proprioceptywnych. Także technika wykonania ruchu (planowanie ruchu) była bardziej poprawna w sytuacji współpracy obu kanałów zmysłowych [Bajramowa i wsp. 2021].

Biorąc pod uwagę, że u młodych, aktywnych fizycznie, dorosłych mężczyzn rozwój mechanizmów kontroli posturalnej i równowagi powinien być zakończony, warto byłoby sprawdzić parametry postawy ciała w sytuacji zaburzenia bodźców wzrokowych (oczy zamknięte). Stąd podjęto badania oceny postawy ciała w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu. Celem badań była analiza wychylenia tułowia w odniesieniu do osi pionowej młodych, aktywnych fizycznie mężczyzn i ocena wybranych parametrów postawy ciała w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał badań

Badania postawy ciała wykorzystujące system Diers Formetic III 4D zostały przeprowadzone wśród młodych mężczyzn – studentów kierunku wychowanie fizyczne AWF Warszawa. Są one realizowane w ramach Szkoły Naukowej Katedry Nauk Biomedycznych w ramach zadania Biomedyczne uwarunkowania sprawności fizycznej i treningu sportowego w populacji osób dorosłych.

Badania przeprowadzono w latach 2020- 2021, wzięło w nich udział 133 młodych mężczyzn, średni wiek - $20,88 \pm 1,07$ lat. Tabela 1 prezentuje średnie arytmetyczne i odchylenia standardowe podstawowych cech somatycznych badanych.

Tab. 1 Charakterystyka somatyczna badanych studentów

badani	wiek badanych	wysokość ciała	masa ciała	BMI
n=133	$20,88 \pm 1,07$	$181 \pm 6,42$	$78,36 \pm 9,84$	$23,77 \pm 2,58$

Analizując wskaźnik BMI studentów, odnotowano, że wartość normatywna wskaźnika ($18,5 - 24,9$) charakteryzowała 100 młodych mężczyzn. W kanale $25,0 - 29,9$ mieściło się 37 badanych, a wskaźnik BMI u 3 studentów był większy 30.

2.2. Metody Badań

Do oceny postawy ciała wykorzystano system pomiarowy DIERS Formetric III 4D, który pozwala na fotogrametryczną rejestrację obrazu pleców za pomocą procesu stereografii rastrowej. Trójwymiarowa rejestracja punktów na ciele badanego z uwzględnieniem anatomicznych i biomechanicznych założeń opracowanego modelu

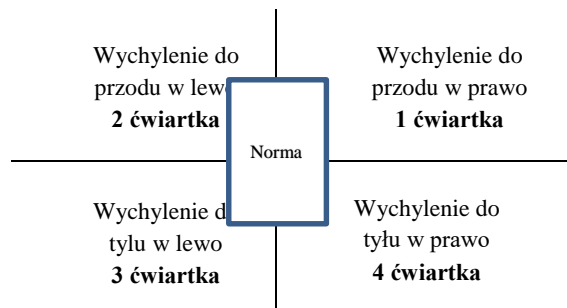
kręgosłupa pozwala na analizę przebiegu osi kręgosłupa, wielkości jego krzywizn fizjologicznych, kształtu powierzchni pleców, czy położenia miednicy. Osoba badana, rozebrana do bielizny, staje tyłem do skanera w odległości 2 m. Rejestracja powierzchni pleców trwa 6 s podczas których robionych jest 12 zdjęć. Na podstawie uśrednionego obrazu otrzymuje się końcowe parametry postawy ciała.

W niniejszej pracy rejestracja obrazu pleców została przeprowadzone dwukrotnie u każdego badanego. Pierwszy pomiar był przeprowadzony w sytuacji swobodnego stania (pozycja habitualna) z otwartymi oczami, drugi pomiar był wykonywany po około 30 sekundach, w sytuacji swobodnego stania z oczami zamkniętymi. W czasie pomiędzy rejestracją obrazów postawy ciała badany miał za zadanie wykonać kilka swobodnych ruchów w celu zmiany sytuacji posturalnej.

W ocenie postawy ciała za pomocą obiektywnych metod pomiarowych, jak skanery ciała (np. DIERS), opisuje się ustawienie tułowia poprzez jego wychylenie względem pionu - w płaszczyźnie strzałkowej (nachylenie tułowia) oraz w płaszczyźnie czołowej (odchylenie). Parametry te są opisane jako:

- nachylenie tułowia - wychylenie do przodu lub do tyłu kręgu C7 w odniesieniu do punktu środkowego między dołeczkami lędźwiowym (środek odcinka łączącego kolce biodrowe tylne górne), względem płaszczyzny pionowej (przekrój strzałkowy) [mm]
- odchylenie tułowia- odchylenie boczne wyrostka kręgu C7 (VP) od punktu znajdującego się na środku odcinka łączącego dołeczki lędźwiowe (środek odcinka łączącego kolce biodrowe tylne górne). Możliwość wychylenia w prawą lub lewą stronę [mm].

Analizując możliwość wychylenia tułowia w przód – tył i prawo – lewo, u młodych mężczyzn dokonano kwalifikacji badanych, za Starostą i Rynkiewiczem [25], do jednej z ćwiartek układu współrzędnych równowagi, w zależności od przemieszczenia się tułowia w różnych kierunkach. Normę wychylenia tułowia określono zgodnie z wytycznymi analizy Diers Formetic III 4D: przód – tył: „+7mm” – „-7mm”, prawo – lewo: „+4mm” – „-4mm” (ryc.1); (Schröder et al., 2011).



Ryc. 1 „Ćwiartki” układu współrzędnych równowagi, w których znajdują się badani w zależności od wychylenia tułowia względem pionu.

Zabieg ten pozwolił na określenie stronności wychylenia tułowia w badanej grupie (ryc.1).

W dalszej części pracy analizowano następujące parametry uzyskane w czasie rejestracji z uwzględnieniem wcześniej podanego kryterium podziału:

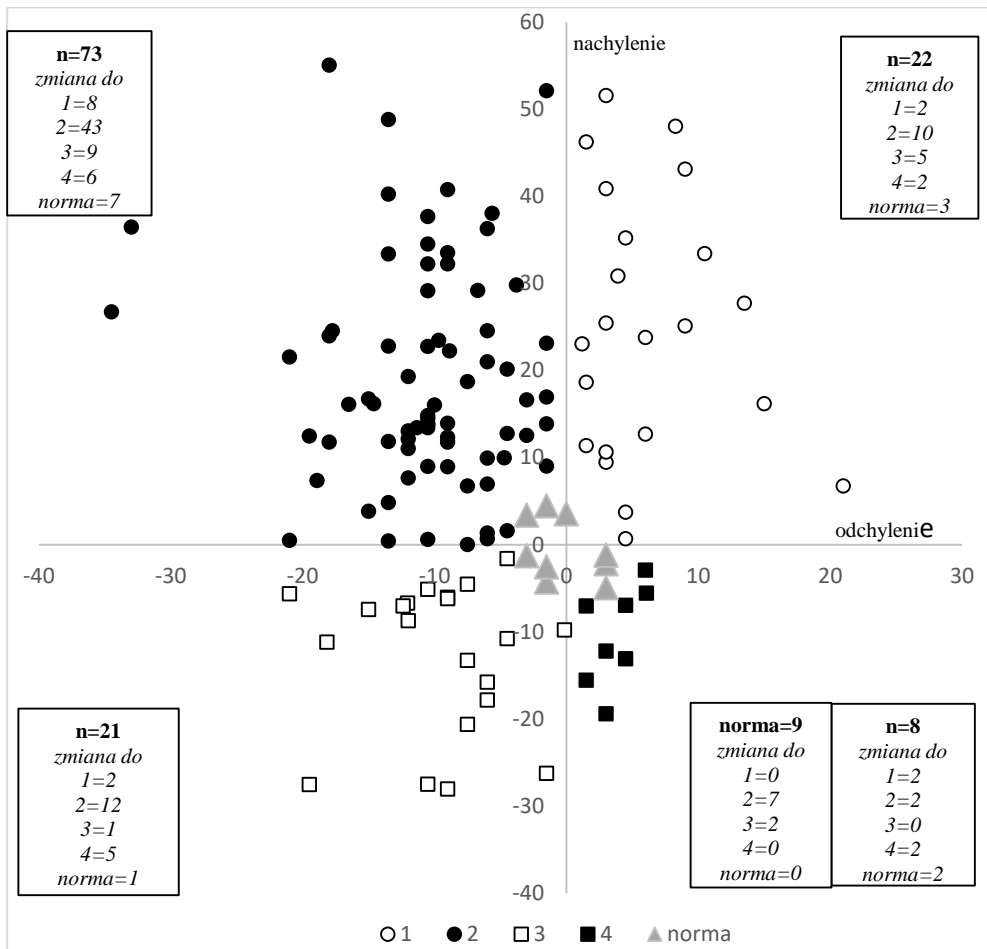
- kąt kifozy [°] – kat w płaszczyźnie strzałkowej ciała (odpowiednik kąta Cobba dla skolioz) zawarty pomiędzy prostymi łączącymi prostą przechodzącą przez wyrostek kolczysty siódmego kręgu szyjnego (C₇) z punktem położenia szczytu kifozy piersiowej (KP) z prostą łączącą punkt KP i oraz punkt przegięcia krzywizny piersiowej i lędźwiowej (PL);
- położenie szczytu kifozy [mm] – pionowa odległość punktu szczytu kifozy piersiowej względem C₇;
- głębokość lordozy szyjnej [mm] – pozioma odległość w płaszczyźnie strzałkowej ciała szczytu lordozy szyjnej względem szczytu kifozy piersiowej;
- kąt lordozy [°] – kat w płaszczyźnie strzałkowej ciała (odpowiednik kąta Cobba dla skolioz) zawarty pomiędzy prostymi łączącymi prostą przechodzącą przez punkt PL i szczyt lordozy lędźwiowej (LL) z prostą łączącą punkt LL z punktem symetrycznym kolcy biodrowych tylnych górnych (DM);
- położenie szczytu lordozy [mm] – pionowa odległość punktu szczytu lordozy lędźwiowej (LL) względem C₇;
- głębokość lordozy lędźwiowej [mm] – pozioma odległość w płaszczyźnie strzałkowej ciała szczytu lordozy lędźwiowej względem szczytu kifozy piersiowej;
- położenie przejścia piersiowo-lędźwiowego [mm] – pionowa odległość punktu przegięcia krzywizny piersiowej i lędźwiowej (PL) względem C₇;
- skręcenie miednicy [°] – kąt opisujący przestrzenną zmianę ustawienia miednicy w płaszczyźnie poprzecznej ciała, odpowiednik rotacji miednicy;
- skośność miednicy [°] – kąt w płaszczyźnie czołowej ciała prostej łączącej kolce biodrowe tylne górne względem poziomu.

2.3. Opracowanie statystyczne wyników badań

W pierwszej kolejności sprawdzono zgodność analizowanych danych z rozkładem normalnym za pomocą testu Kruskala-Wallisza. Ocenę poziomu istotności różnic pomiędzy pomiarami w pozycji z otwartymi i zamkniętymi oczami oraz pomiędzy poszczególnymi ćwiartkami równowagi dokonano za pomocą analizy wariancji Anova dla powtarzanych pomiarów. Oceny różnic pomiędzy poszczególnymi parami zmiennych dokonano za pomocą testu Wilcoxon. Wartość graniczną prawdopodobieństwa przyjęto na poziomie mniejszy, równym niż 0,05.

3. Wyniki badań

Chwiejność postawy ciała, jak również asymetryczność rozłożenia masy ciała osobników każe się zastanowić nad ustawieniem tułowia względem osi pionowej w układzie współrzędnych równowagi [Sun et al.2015, Błaszczuk et. al. 2014, Hue et. al. 2007, Genthon, Rougier 2005].



Ryc. 2 Częstotliwość odchylenia tułowia (oś pozioma) oraz nachylenia tułowia (oś pionowa) badanych i ich kwalifikacja do poszczególnych ćwiartek równowagi (wartość pogrubiona) oraz liczebność zmian ćwiartek w efekcie zamknięcia oczu (wartość kursywą).

Analizując liczebności badanych z uwzględnieniem ustawienia tułowia względem osi pionowej odnotowano, że w zakresie normy (tułów ustawiony w osi pionowej) znajdowało się 9 badanych. Grupę najliczniejszą (2 ćwiartka) stanowili badani, których tułów był wychylony do przodu i w lewo (73 osoby), grupę najmniej liczną stanowiły osoby, których tułów wychylony był do tyłu i w prawą stronę. Wielkość nachylenia, jak

i odchylenia tułowia była zróżnicowana indywidualnie i wahała się; przód – tył: 55mm – 28mm, prawo – lewo: 21mm – 34mm (ryc. 2).

Badanie postawy ciała z zamkniętymi oczami spowodowało zmianę sytuacji posturalnej. Zaburzenie percepcji wywołało konieczność wprowadzenia zmiany kontroli posturalnej, co spowodowało, że u badanych mężczyzn zmieniło się wychylenie tułowia względem pionu. Nowa sytuacja posturalna zmieniła liczebności badanych w poszczególnych ćwiartkach równowagi. Rycina 2 prezentuje częstość wychylenia tułowia badanych w sytuacji otwartych oczu oraz kierunek zmian ustawienia tułowia w sytuacji zamknięcia oczu. Warto zauważyć, że w sytuacji zamknięcia oczu najwięcej badanych „przesunęło się” do ćwiartki 2, oznacza to, że pod wpływem zamknięcia oczu mechanizmy posturalny i równowagi wywoływały u badanych przesunięcie tułowia do przodu i lewo.

Tab. 2 Wartości średnie oraz odchylenia standardowe odchylenia oraz nachylenia tułowia względem pionu w pozycji habitualnej z otwartymi i zamkniętymi oczami w podziale na ćwiartki równowagi (p – poziom prawdopodobieństwa pomiędzy pomiarami w pozycji habitualnej z otwartymi oraz zamkniętymi oczami; dla pomiarów w pozycji habitualnej z otwartymi oczami pogrubieniem oznaczono wartości różniące się od wyników badanych usytuowanych w innych ćwiartek równowagi)

parametry	ćwiartka równowagi	oczy otwarte	oczy zamknięte	p
odchylenie tułowia [mm]	1 (n=22)	6.2±5.09	-7.5±8.95	p<0,001
	2 (n=73)	-10.6±6.21	-5.2±8.64	p<0,001
	3 (n=21)	-9.7±5.47	-5.4±9.46	p=0,55
	4 (n=8)	3.8±1.81	-0.6±4.81	p=0,95
	norma (n=9)	-0.2±2.54	-11.0±7.90	p=0,022
Różnice pomiędzy ćwiartkami w pozycji habitualnej 2v1, p<0,001; 2v4,p<0,001; 2v norma, p<0,01 3v1, p<0,001; 3v4,p<0,001; 3v norma, p<0,05				
nachylenie tułowia [mm]	1 (n=22)	24.8 ±15.07	12.0±18.09	p=0,077
	2 (n=73)	18.9±12.69	14.8±16.90	p=0,75
	3 (n=21)	-12.7±8.57	20.3±16.07	p<0,001
	4 (n=8)	-10.3±5.62	11.4±19.11	p=0,060
	norma (n=9)	-0.5±3.51	18.2±22.29	p=0,12
Różnice pomiędzy ćwiartkami w pozycji habitualnej 1v3, p<0,001; 1v4,p<0,001; 1v norma, p<0,001 2v3, p<0,001; 2v4,p<0,001; 2v norma, p<0,01				

Analizując różnice w nachyleniu tułowia „przód-tył” w sytuacji oczu otwartych i zamkniętych istotność odnotowano jedynie u badanych zaszerogowanych do ćwiartki nr 3. W sytuacji utrzymania postawy ciała z otwartymi oczami tułów badanych był wychylony do tyłu i w lewo, sytuacja zamknięcia oczu spowodowała zmianę ustawienia tułowia – w prawo i do przodu (tab.2). Interesujące, z punktu widzenia stabilności postawy ciała, mogą wydawać się różnice w wielkości wychylenia tułowia do przodu i do tyłu. Nachylenie średnie do przodu jest niemal dwukrotnie większe niż nachylenie średnie do tyłu w poszczególnych ćwiartkach. W ćwiartce nr 4 różnica była na granicy istotności statystycznej, w tej grupie, pod wpływem zamknięcia oczu, badani zmienili kierunek nachylenia tułowia - „przemieścili się” do ćwiartki nr 1 (nachylenie do przodu). Podobną zmianę odnotowano w grupie, która w sytuacji otwartych oczu charakteryzowała się prawidłowym ustawieniem tułowia, przy zamkniętych oczach odnotowano u badanych nachylenie tułowia do przodu (przesunięcie do ćwiartki nr 1) (tab. 2).

W grupach badanych, uwzględniając wcześniejszy podział stronności, przeprowadzono analizę porównawczą wybranych parametrów postawy ciała w dwóch sytuacjach posturalnych – z otwartymi i zamkniętymi oczami. Taka analiza pozwala śledzić potencjalne zmiany stronności ustawienia poszczególnych segmentów ciała w sytuacji zaburzenia bodźców wzrokowych, które istotnie wpływają na kontrolę posturalną [Błaszczuk 1993, Sparto i wsp. 2006, Rosłonek 2021].

Analizie poddano zamienne opisujące wielkość krzywizn fizjologicznych kręgosłupa oraz ustawienie talerzy biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Analiza wariancji wykazała istotne różnice w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu w głębokości lordozy szyjnej i lędźwiowej u osób mieszczących się w 3 ćwiartce oraz wielkości kąta lordozy lędźwiowej u osób z 2 ćwiartki. Odnotowano również różnice istotne w głębokości lordozy szyjnej i lędźwiowej u osób mieszczących się w ćwiartce 3 w porównaniu do ćwiartek 1 i 2 oraz kącie lordozy lędźwiowej między badanymi mieszczącymi się w ćwiartkach 2 i 3 (tab. 3).

Tab. 3. Wartości średnie oraz odchylenia standardowe parametrów **zależnych** od zmiany sytuacji posturalnej w pozycji habitualnej z otwartymi i zamkniętymi oczami w podziale na ćwiartki równowagi (p – poziom prawdopodobieństwa pomiędzy pomiarami w pozycji habitualnej z otwartymi i zamkniętymi oczami; dla pomiarów w pozycji habitualnej z otwartymi oczami pogrubieniem oznaczono wartości różniące się od innych ćwiartek równowagi)

Parametr	Ćwiartka równowagi	Oczy otwarte	Oczy zamknięte	p
Głębokość lordozy szyjnej [mm]	1 (n=22)	74,9±20,92	67,5±19,82	p=0,82
	2 (n=73)	70,2±16,34	71,1±17,18	p=0,99
	3 (n=21)	54,7±15,38	72,0±13,23	p<0,01
	4 (n=8)	68,7±14,85	67,2±19,79	p=1,0
	norma (n=9)	62,7±15,60	62,4±17,64	p=1,0
Różnice pomiędzy ćwiartkami w pozycji habitualnej 3v1, p=0,004; 3v2, p=0,009; 3v4, p=0,07				
	1 (n=22)	45,2±11,92	44,1±12,21	p=1,0

Głębokość lordozy lędźwiowej [mm]	2 (n=73)	40,6±11,97	45,6±13,48	p=0,22
	3 (n=21)	58,6±10,32	42,1±16,20	p<0,001
	4 (n=8)	62,4±7,13	44,6±8,90	p=0,062
	norma (n=9)	48,5±6,66	40,7±10,92	p=0,92
	Różnice pomiędzy ćwiartkami w pozycji habitualnej 3v1, p=0,015; 3v2, p=0,00001			
Kąt lordozy [°]	1 (n=22)	34,2±11,08	29,0±8,29	p=0,27
	2 (n=73)	29,2±8,51	33,3±7,40	p=0,015
	3 (n=21)	35,8±7,50	31,5±7,64	p=0,61
	4 (n=8)	37,0±5,50	30,8±8,22	p=0,75
	norma (n=9)	33,3±5,56	32,5±10,05	p=1,0
Różnice pomiędzy ćwiartkami w pozycji habitualnej 2v3, p<0,05				

W pozostałych analizowanych parametrach – ustawienie miednicy i kącie kifozy piersiowej nie odnotowano istotnych różnic u badanych w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu. Nie odnotowano również istotnych zmian przemieszczania się szczytu kifozy piersiowej i lordozy lędźwiowej oraz przejścia piersiowo – lędźwiowego w sytuacji zamkniętych oczu (tab. 4).

Tab. 4 Wartości średnie oraz odchylenia standardowe parametrów **niezależnych** od zmiany sytuacji posturalnej w pozycji habitualnej z otwartymi i zamkniętymi oczami w podziale na ćwiartki równowagi (p – poziom prawdopodobieństwa pomiędzy pomiarami w pozycji habitualnej oraz z zamkniętymi oczami)

Parametr	Ćwiartka równowagi	Oczy otwarte	Oczy zamknięte
Skośność miednicy [°]	1 (n=22)	-1,5±2,59	0,4±3,27
	2 (n=73)	0,0±3,42	0,2±3,19
	3 (n=21)	-0,2±3,60	-1,4±2,88
	4 (n=8)	1,2±2,66	-0,7±4,37
	norma (n=9)	-0,2±1,99	-0,6±3,99
Skręcenie miednicy [°]	1 (n=22)	-0,1±3,68	-0,4±3,35
	2 (n=73)	0,7±3,05	0,6±3,13
	3 (n=21)	1,0±3,08	0,3±2,36
	4 (n=8)	-0,9±3,33	0,9±2,20
	norma (n=9)	0,0±2,44	-0,6±3,69
Kąt kifozy [°]	1 (n=22)	49,8±9,10	42,9±9,88
	2 (n=73)	44,7±9,29	47,8±8,81
	3 (n=21)	45,9±9,44	46,0±8,99
	4 (n=8)	54,8±8,61	45,0±9,99
	norma (n=9)	48,1±7,89	43,7±9,69
	1 (n=22)	-193,7±25,40	-191,5±31,51

Położenie szczytu kifozy [mm]	2 (n=73)	-192,4±19,96	-189,1±22,86
	3 (n=21)	-172,4±26,39	-190,5±21,56
	4 (n=8)	-172,2±15,80	-184,4±7,98
	norma (n=9)	-178,0±15,25	-186,2±23,25
Położenie przejścia piersiowo-lędźwiowego [mm]	1 (n=22)	-331,0±43,45	-330,8±50,26
	2 (n=73)	-319,6±49,47	-312,1±39,12
	3 (n=21)	-316,3±43,27	-312,9±38,78
	4 (n=8)	-297,1±31,51	-326,3±52,93
	norma (n=9)	-303,6±31,37	-298,5±31,63
Położenie szczytu lordozy [mm]	1 (n=22)	-420,3±37,15	-429,5±40,82
	2 (n=73)	-418,6±36,99	-412,5±30,20
	3 (n=21)	-417,6±32,71	-410,3±16,86
	4 (n=8)	-401,4±28,85	37,13±410,5
	norma (n=9)	-418,9±38,67	-395,3±28,53

4. Dyskusja

Możliwości funkcjonalne człowieka są warunkowane prawidłową postawą ciała, która jest związana z mechanizmem zachowania równowagi i kontrolą stabilności [Błaszczyk 1993]. Chwiejność postawy ciała, charakterystyczna dla człowieka, wymaga odpowiedniej kontroli, którą zapewnia prawidłowo pracujący mechanizm antygravitacyjny. Mechanizm ten, obejmuje koordynację napięcia posturalnego, unerwienia przeciwstawnego i integrację wzorców posturalnych i motorycznych [Matyja 2012]. Takie funkcjonowanie wymaga odpowiednich informacji płynących z układów sensorycznych – przedsionkowego, wzrokowego i somatosensorycznego, których współpraca zapewnia utrzymanie pozycji spionizowanej. Udział informacji płynących z różnych kanałów sensorycznych jest zróżnicowany i zależny od wieku [Assaiante i Amblard 1995, Sparto i wsp. 2006] W pracy podjęto badania dotyczące analiza wychylenia tułowia w odniesieniu do osi pionowej młodych, aktywnych fizycznie mężczyzn. Poszukiwano odpowiedzi na pytanie czy istnieje określona tendencja ustawienia tułowia w odniesieniu do osi pionowej w badanej grupie, a także poszukiwano związków ustawienia tułowia z wybranymi parametrami krzywizn fizjologicznych kręgosłupa w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu.

Istnieje niewiele publikacji, w których analizowany jest problem stronności ustawienia tułowia w odniesieniu do osi pionowej. Starosta i Rynkiewicz [2008] analizowali stronność zdolności zachowania równowagi na podstawie przemieszczania środka masy ciała w różnych sytuacjach posturalnych – pozycja habitualna z otwartymi i zamkniętymi oczami oraz postawa skorygowana. Autorzy określili 4 kierunki przemieszczania się środka masy ciała z uwzględnieniem dwumianowego kartezjańskiego układu współrzędnych. Podobny zabieg wykorzystano do analizy wychylenia tułowia w niniejszych badaniach. Określono 4 ćwiartki do których byli kwalifikowani badania w zależności od nachylenia (przód – tył) i odchylenia (prawy-lewy) tułowia, tzn.

przemieszczenia się C7 w odniesieniu do punktu wyznaczonego przez środek odcinka łączącego kolce biodrowe tylne górne. Punktem wyjścia była analiza ustawienia tułowia względem osi pionowej w sytuacji oczu otwartych. Zaskoczeniem wydaje się być wynik, który wskazuje, że tułów ustawiony w osi pionowej odnotowano jedynie u 9 osób (n=133). Należy podkreślić, że badania były przeprowadzone wśród młodych, aktywnych mężczyzn, u których kończą lub zakończyły się procesy kostnienia kręgosłupa i miednicy, a ich poziom motoryczny jest wysoki [Malinowski i wsp. 2014; Wolański 2005]. Większość badanych to czynni sportowcy na poziomie zawodowym lub amatorskim. Można było spodziewać się sytuacji, w której mechanizm kontroli posturalnej, będzie utrzymywał tułów możliwie blisko osi pionowej w kontekście zachowania równowagi mechanicznej i stabilności [Steindl i wsp. 2006, Bajramowa i wsp, 2021]. U pozostałych badanych tułów był usytuowany w różnych „ćwiartkach” w odniesieniu do układu współrzędnych, najczęściej było to ustawienie do przodu i w lewo (2 ćwiartka), około 55% badanych. Taki wynik może wskazywać na tendencję do stronności ustawienia tułowia i związane z tym asymetryczne napięcie wybranych grup mięśni posturalnych. Podobną tendencję, ale przesunięcia środka masy ciała do 2 ćwiartki odnotowali Starosta i Rynkiewicz [2008].

Na podstawie analizy tylko wychylenia tułowia badanych trudno formułować jednoznaczne wnioski dotyczące stronności i funkcjonowania mechanizmu kontroli posturalnej. Wydaje się, jednak że uzyskane wyniki mogą być wstępem do bardziej wnikliwej analizy stronnego zróżnicowania ustawienia tułowia względem pionu. Autorzy dostrzegają również potrzebę prowadzenia badań ustawienia tułowia w odniesieniu do rozłożenie masy ciała na kończyny dolne, a także rzutu środka ciężkości na płaszczyznę podparcia [Sun et. al. 2015, Genthon, Rougier, 2005].

Drugą sytuacją posturalną, w której analizowano ustawienie tułowia była pozycja nawykowa z zamkniętymi oczami. Można było przypuszczać, że skoro badani to młodzi, aktywni mężczyźni to wyłączenie jednego z kanałów zmysłowych, jakim jest wzrok nie spowoduje istotnych zmian w ustawieniu tułowia względem osi pionowej. Nasze przypuszczenia nie znalazły potwierdzenia w wynikach badań. Ustawienie tułowia w odniesieniu do osi pionowej istotnie zmieniło się u większości badanych, co więcej zmiany te polegały na przesunięciu tułowia do innej ćwiartki układu współrzędnych. Interesujący wydaje się również kierunek zmian wychylenia tułowia. Większość badanych, którzy zmienili „ćwiartki” ustawienia tułowia w sytuacji zamknięcia oczu przesunęli się do ćwiartki 2, łącznie 31 osób. Można przypuszczać, że w sytuacji posturalnej, w której jeden z kanałów zmysłowych jest zaburzony, następują zmiany korekcyjne w mechanizmie antygravitacyjnym, co w konsekwencji prowadzi do zmian w mechanizmach kontroli posturalnej i stabilności. Istnieją badania, w których autorzy podkreślają fakt, że zaburzenia percepcji widzenia najczęściej mają niekorzystny wpływ na schemat ciała [Chiba i wsp. 2016]. Także Bayramova i wsp. [2021] wskazali, że zaburzenie bodźców wzrokowych wywierają istotny wpływ na obniżenie kontroli schematu ciała w czasie ruchów rotacyjnych. Zakłócenia bodźców wzrokowych

oddziałują również na pogorszenie możliwości utrzymania równowagi [Rutkowska i wsp. 2018], czy kontrolę posturalną [Michalak et al. 2018] osób w różnym wieku.

W niniejszej pracy ponadto podjęto próbę analizy ustawienia wybranych parametrów krzywizn fizjologicznych kręgosłupa w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu w odniesieniu do wychylenia tułowia. Skoro zakłócenia bodźców wzrokowych mają wpływ na procesy równowagi i stabilności, a przez to na złożony mechanizm posturalny, to można przypuszczać, że w sytuacji zamknięcia oczu dojdzie do istotnych zmian parametrów krzywizn fizjologicznych – ich wielkości, głębokości, czy wysokości, a także zmian ustawienia miednicy. Analizowano parametry krzywizn fizjologicznych i ustawienie miednicy w odniesieniu do wychylenia tułowia (prawy-lewy, przód-tył). W wynikach nie odnotowano istotnych zależności pomiędzy większością parametrów krzywizn fizjologicznych kręgosłupa w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu. Taki stan posturalny badanych być może spowodowany jest faktem, że osoby te osiągnęły już „dorosłą” wielkość krzywizn fizjologicznych, w związku z tym sytuacja zamknięcia oczu nie powoduje istotnych zmian w ich wielkościach. Chociaż zmiany w postawie ciała nie kończą się wraz z zakończeniem kostnienia kręgosłupa, ale obserwujemy je w ciągu całego życia, przyjmuje się jednak, że w okresie „młodej dorosłości” – 20-40 lat procesy kontroli posturalnej są najbardziej stabilne [Malinowski i wsp. 2015, Wolański 2005]. Także istnieją badania, w których u młodych dorosłych (studentów) stwierdzono, z różną częstością, występowanie zaburzeń krzywizn fizjologicznych kręgosłupa [Burdukiewicz i wsp. 2005, Górniak, Lichota 2006, 2018]. Zwierzchowska i wsp. [2008], co wskazują, że u młodych dorosłych występują zaburzenia w funkcjonowaniu mechanizmu antygravitacyjnego, co skutkuje powstawaniem zaburzeń postawy ciała.

Prezentowane badania są częścią większego projektu, który autorzy zamierzają kontynuować. Wyniki badań wymagają dalszej analizy, z uwzględnieniem innych cech postawy ciała, a także usytuowania środka masy ciała w sytuacji otwartych i zamkniętych oczu.

Piśmiennictwo

- [1] BŁASZCZYK J.W. (2004) *Biomechanika kliniczna*. PZWL, Warszawa.
- [2] KUTZNER-KOZIŃSKA M., OLSZEWSKA E., POPIEL M., TRZCIŃSKA D. (2004) *Proces korygowania wad postawy*. Wydawnictwo dydaktyczne AWF, Warszawa.
- [3] KASPERCZYK T. (2004) *Wady postawy ciała. Diagnostyka i leczenie*. Wyd. Kasper, Kraków
- [4] NOWOTNY J., NOWOTNY-CZUPRYNA O., CZUPRYNA K. (2008) *Reedukacja posturalna w systemie stacynnym*. Wyd. Wyższej Szkoły Administracji w Bielsku-Białej.
- [5] NOWOTNY J., NOWOTNY-CZUPRYNA O., CZUPRYNA K. (2015) *Kinezyjologiczno – funkcjonalne aspekty rehabilitacji*. Wyd. ALFA- medica press.
- [6] KASPERCZYK T., MUCHA D. (red.) (2016) *Zarys kinezyjologii = An outline of kinesiology*. Wyd. JET, Kraków.
- [7] SOUCHARD P. (2014) *Terapeutyczna metoda globalnych wzorców posturalnych*. Elsevier Urban & Partner, Wrocław.
- [8] NOWOTNY J., SAULICZ E. (1998) *Niektóre zaburzenia statyki ciała i ich korekcja*. Wyd. AWF Katowice.

- [9] MATYJA M. (2012) *Neurorozwojowa analiza wad postawy ciała u dzieci i młodzieży*. AWF Katowice.
- [10] BŁASZCZYK, J.W., CIESLINSKA-SWIDER J., PLEWA M., ZAHORSKA-MARKIEWICZ B., MARKIEWICZ A. (2009) Effects of excessive body weight on postural control. *J Biomech.* 2009, 42 (9):1295-1300
- [11] ASSAIANTE C, AMBLARD B. (1995) *Peripheral vision and age related differences in dynamic balance*. *Human Movement Science*, 11: 533–548.
- [12] ROSŁONEK E. (2021) *Mechanizmy posturalne a funkcje wzrokowe*. Wyd. Akademia Ćwiczeń Oko, Kalisz
- [13] ZALEWSKA A., ŚREDZIŃSKA K., KUŁA W. (2021) *Postawa ciała a siła mięśniowa u dzieci w wieku szkolnym*. Uniwersytet Medyczny w Białymstoku.
- [14] PRZYROWSKI Z. (2017) *Integracja sensoryczna Wprowadzenie do teorii diagnozy i terapii*. Wyd. EMPIS, Warszawa
- [15] BOBATH K., BOBATH B. (1975) *The normal postural reflex mechanism and its deviation in children with cerebral palsy*. *Physiotherapy*, 57(11): 515-525
- [16] BOBATH B. (1991) *Abnormal, postural reflex activity caused by brain lesions*. 3rd ed. Oxford: butterworth-Heinemann.
- [17] KINGMA, H. (2016) *Posture, balance and movement: Role of the vestibular system in balance control during stance and movements*. *Clinical Neurophysiology*, 46 (4-5): 238.
- [18] SOBERA M. (2010) Charakterystyka procesu utrzymania równowagi ciała u dzieci w wieku 2 – 7 lat. *Studia i Monografie AWF Wrocław*, nr 97
- [19] LORD S. R., MENZ H.B. (2000) *Visual contributions to postural stability in older adults*. *Gerontology*, 2000, 46, 306-310.
- [20] SPARTO P.J., REDFERN M.S., JASKO J.G., CASSELBRANT M.L., MANDEL E.M. (2006) *The influence of dynamic visual cues for postural control in children aged 7–12 years*. *Experimental Brain Research*, 168: 505–516.
- [21] PETERSON M. L. CHRISTIU E., ROSENGREN K. S. (2006) *Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12 years old*. *Gait & Posture*, 23, 455-463
- [22] STEINDL R., KUNZ K., SCHROTT-FISCHER A., SCHOLTZ A. W. (2006) *Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control*. *Development Medicine & Child Neurology* 48, 477-482
- [23] HIRABAYASHI S, IWASAKI Y. (1995) *Developmental perspective of sensory organization on postural control*. *Brain Development*, 17: 111–113.
- [24] BAYRAMOVA R., VALORI I., MCKENNA-PLUMLEY P.E., CALLEGHER C.Z., FARRONI T. (2021) *The role of vision and proprioception in self-motion encoding: An immersive virtual reality study*. *Atten Percept Psychophys*, 83(7):2865-2878.
- [25] STAROSTA W., RYMKIEWICZ T. (2008) *Stronne różnicowanie poziomu zdolności zachowania równowagi statycznej w zależności od rozmaitej informacji wzrokowej u osób w wieku 16–19 lat*. *Antropomotoryka*, nr 41
- [26] SCHRÖDER J., STILLER T., MATTES K. *Referenzdaten in der Wirbelsäulenforanalyse. Man. Medizin*, 2011, 49: 161-166. <https://doi.org/10.1007/s00337-011-0831-1>
- [27] SUN F., LI-JUAN WANG L.J., WANG J. (2015) *Effects of weight management program on postural stability and neuromuscular function Among obese children: study protocol for a randomized controlled trial*. *Trials*, 16,143
- [28] BŁASZCZYK, J.W., BECK, M., SADOWSKA, D. (2014) *Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: vision and gender effects*. *Acta Neurobiol. Exp.* 74: 433–442.

- [29] HUE O., MARTIN SIMONEAU M., MARCOTTE J., BERRIGAN F., DORE J., MARCEAU P., MARCEAU S., TREMBLAY A., TEASDALE D. (2007) *Body weight is a strong predictor of postural stability*. *Gait & Posture*, 26, pp. 32–38
- [30] GENTHON N., ROUGIER P. (2005) *Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance*. *J Biomech.* 38: 2037-2049
- [31] BŁASZCZYK J.W. (1993) *Kontrola stabilności postawy*. Kosmos, 42: 473-486
- [32] MALINOWSKI A., TATARCZUK J., ASIENKIEWICZ R.(2014) *Antropologia dla pedagogów z wybranymi zagadnieniami chronobiologii i ergonomii*. Oficyna Wydawnicza Uniwersytetu Zielonogórskiego, Zielona Góra.
- [33] WOLAŃSKI N. (2005) *Rozwój biologiczny człowieka*, PWN, Warszawa.
- [34] CHIBA R., TAKAKUSAKI K., ARITOYOZU J., HAGA N. (2016) *Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics*. *Neuroscience Research*, vol. 104: 96-104.
- [35] RUTKOWSKA I., KOWALSKA A., DADURA E., MARCINIAK T., ŁYSOŃ B. (2018) *Zdolność utrzymania równowagi dzieci w wieku 7 lat*. [w] *Rozwój pielęgniarstwa w Polsce i na świecie – interdyscyplinarna opieka nad rodziną*. Red Wojciechowska M., Śniegocka M. *Studia i Monografie*, AWF Warszawa, nr 150.
- [36] MICHAŁAK K.P., PRZEKORACKA-KRAWCZYK A., ZABEL J. (2018) *Wpływ informacji wzrokowej na proces kontroli balansu ciała*. *OPTYKA*, 6(55).
- [37] BURDUKIEWICZ A., ANDRZEJEWSKA J., GRABARCZYK M., MIAŁKOWSKA J., PIETRASZEWSKA J. (2005) *Postawa ciała i budowa somatyczna studentek AWF we Wrocławiu*, [w:] *Korektywa i kompensacja zaburzeń w rozwoju fizycznym dzieci i młodzieży*. red. K. Górniak, AWF w Warszawie, ZWWF w Białej Podlaskiej, t 2: 199-207.
- [38] GÓRNIAK K., LICHOTA M. (2006) *Body posture of female physical education students with different BMI*. *Przegląd Naukowy Kultury Fizycznej Uniwersytetu Rzeszowskiego*”, 2: 153-158.
- [39] GÓRNIAK K., LICHOTA M. (2018) *Ukształtowanie przednio-tylnych krzywizn kręgosłupa studentów filii AWF w Białej Podlaskiej*. *Rocznik Lubuski*, Tom 44, cz. 2a
- [40] ZWIERZCHOWSKA A., GAWLIK K., DUDEK J. GRACA J., PALICA D. (2008) *Ocena postawy ciała studentów I roku Akademii Ekonomicznej w Katowicach*. *Medycyna Sportowa*, 1: 37-44.

Ruchomość stawów kończyn dominujących i niedominujących u zawodniczek uprawiających gimnastykę artystyczną

T. POLISZCZUK

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie; e-mail: tatiana.poliszczuk@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: gimnastyka artystyczna, gibkość, zakres ruchomości stawów, asymetria

1. Wstęp

1.1. Zjawisko asymetrii i lateralizacji oraz ich znaczenie w sporcie

Gimnastyka artystyczna jest olimpijską dyscypliną zarezerwowaną dla kobiet i cieszy się co raz większym zainteresowaniem. Sport ten charakteryzuje się połączeniem ćwiczeń gimnastycznych, akrobatycznych, tańca i manipulacji przyborem. Uczy zawodniczki elegancji, pewności siebie i konsekwencji w dążeniu do celu. Kształtuje ona także postawę, uczy świadomego panowania nad własnym ciałem i intensywnie rozwija zdolności motoryczne takie jak gibkość i koordynacja ruchowa. Autorzy podkreślają pozytywny wpływ gimnastyki na rozwijanie ogólnej sprawności fizycznej, zdolności utrzymania równowagi oraz estetyki ciała [Poliszczuk i Broda 2010].

Intensywny, regularny wysiłek fizyczny ma oczywisty wpływ na skład i budowę ciała młodych zawodniczek. Specyficzne ćwiczenia gimnastyki artystycznej, często niesymetryczne, o dużym obciążeniu i wielokrotnie powtarzane w jednostce treningowej mogą przyczynić się do powstawania asymetrii w gibkości poszczególnych stawów [Malina i wsp. 2013]. Jak w każdej dyscyplinie, w gimnastyce artystycznej ćwiczenia są ukierunkowane na kształtowanie konkretnych umiejętności i zdolności. Dyscyplina ta wymaga znacznie większych zakresów ruchomości w stawach niż w innych dyscyplinach sportowych, a także słuchu muzycznego, poczucia rytmu i ekspresji ciała.

Pojęcie lateralizacji pochodzi od łacińskiego słowa *latus-* strona. Oznacza ono asymetrię ludzkiego ciała z dominacją jednej strony nad drugą. Najczęściej, zgodnie z podziałem anatomicznym, ciało dzieli płaszczyzną pośrodkową na lewą i prawą stronę. Zróżnicowanie budowy po obu stronach ciała nazywane jest w literaturze lateralizacją morfologiczną [Starosta 1990].

Drugim rodzajem jest lateralizacja funkcjonalna, która oznacza asymetrię czynnościową części i organów ludzkiego organizmu. Jest to typowe zdarzenie w ontogenezie człowieka, rozwija się mimo symetrycznej aktywności fizycznej. Autorzy podają ustalone typy zlateralizowania, które wykazują dominację jednej kończyny nad drugą. Prawo lub leworęczność dotyczy kończyn górnych. Analogiczny podział stosuje się w przypadku kończyn dolnych, mówimy wtedy o prawonożności lub lewnożności.

Istnieje także zjawisko ambidekstrii, które oznacza względną równowagę funkcjonalną obu kończyn. Jak zaznacza Olex-Zarychta [2010], wyodrębnienie tego typu

może być konsekwencją niedoskonałości metod oceny lateralizacji, które niekiedy nie dają możliwości jednoznacznej diagnozy przewagi jednej kończyny nad drugą.

Lateralizacja funkcjonalna zwana też motoryczną jest istotnie widoczna w przejawach aktywności ruchowej. Zwłaszcza w ruchach dowolnych, w których osobnik ma wybór kończyny do wykonania zadania. Badacze twierdzą, że preferowanie jednej kończyny nie jest przypadkowe i odnosi się przede wszystkim do ruchów o istotnym poziomie dokładności i koordynacji ruchowej, wyspecjalizowanych. Wyróżnia się cztery zasadnicze typy stronności (tab. 1).

Tab. 1 Zasadnicze typy stronności [Olex-Zarycht, 2010]

Stronność	Dominujące kończyny
Prawostronność	Prawa ręka i prawa noga
Lewostronność	Lewa ręka i lewa noga
Lateralizacja skrzyżowana typu I	Prawa ręka i lewa noga
Lateralizacja skrzyżowana typu II	Lewa ręka i prawa noga

Badanie dominacji kończyn górnych i dolnych sprawia niemałe trudności ze względu na brak ujednoczonych testów lateralizacji funkcjonalnej. Najczęściej wykorzystywana jest technika ankietowa (metody wywiadu pośredniego). Pytania znajdujące się w forlularzach dotyczą czynności ruchowych wykonywanych prawą i lewą kończyną. Niektóre z ankiet zawierają bardzo dużą liczbę pytań i przez to ich przeprowadzenie jest dość kłopotliwe. Przykładem, może być Edynburski Test Zręczności zawierający 75 pytań. Dlatego w wielu eksperymentach naukowych dominację jednej kończyny nad drugą określa się poprzez ustną deklarację badanego, to znaczy samoocenę [Sternad i Katsumat 2000].

W sporcie można wyróżnić ruchy symetryczne, asymetryczne i mieszane. W niektórych dyscyplinach, część ćwiczeń wykonuje się symetrycznie, a część asymetrycznie. Przykładem może być tutaj podnoszenie ciężarów, gdzie rwanie jest symetryczne, a podrzut asymetryczny. W gimnastyce artystycznej w pierwszej, ukierunkowanej części treningu większość ćwiczeń wykonuje się symetrycznie—doskonalone są elementy akrobatyczne czy techniczne, takie jak równowagi, skoki i piruety. Co więcej, nawet elementy trudności przyboru nauczane i doskonalone są obustronnie. Celem takiego sposobu szkolenia jest harmonijny rozwój fizyczny i motoryczny po jednej i drugiej stronie ciała. Ma to bardzo duże znaczenie, gdyż jednostronne uprawianie poszczególnych dyscyplin sportu wywołuje charakterystyczne zmiany m.in. w układzie kostnym pracującej kończyny ćwiczącego [Starosta 1990]. Badania rentgenowskie przeprowadzone na szermierzach wykazały: zgrubienie kości dominującej ręki, dodatkowe skostnienia, a także większą ruchomość. Na kościach dominującej kończyny górnej tenisistów, lekkoatletów, miotaczy, szermierzy rozpoznano zgrubienia warstwy twardej i beleczek kostnych, natomiast u lekkoatletów

specjalizujących się w skokach-wzmocnienie wszystkich elementów kości kończyny dolnej odbijającej.

Symetryczność w gimnastyce artystycznej może wynikać z jej podstaw, którą jest także taniec klasyczny, czyli balet. W szkołach baletowych również wszystkie ćwiczenia wykonywane są dwustronnie. Oczywiście w choreografii-układzie gimnastycznym zawodniczka prezentuje elementy kończyną dominującą, aby ich wykonanie było na najwyższym, możliwym poziomie. W pracy postanowiono zbadać, czy pomimo wielu symetrycznych ćwiczeń, asymetryczna część treningu gimnastyczek artystycznych wpływa na zakres ruchów w stawach kończyn dominujących i niedominujących.

1.2. Gibkość jako główna zdolność w sportach gimnastycznych

Gibkość jest jednym z podstawowych przejawów ludzkiej motoryczności i stanowi podstawową zdolność w sportach gimnastycznych. W niektórych przypadkach jest niezbędna do wykonywania działań ruchowych bądź zwiększa ich ekonomikę. Jest to predyspozycja z pogranicza cech funkcjonalnych i strukturalnych. Istotą gibkości jest ruchomość poszczególnych członów względem siebie w danym stawie. Polega na wykonywaniu ruchów o dużej amplitudzie, zgodnie z możliwościami fizjologicznego zakresu ruchu w stawie lub kombinacji stawów [Osiński 2003].

Gibkość warunkuje istotne możliwości wykonywania wielu czynności ruchowych w pracy zawodowej i życiu codziennym. Badania potwierdzają znaczenie wysokiego poziomu ruchomości w stawach dla opanowania techniki działań ruchowych w różnych dyscyplinach sportowych (gimnastyka, pływanie, skoki, rzuty), [Batista i wsp. 2015]. Trudno też nie docenić znaczenia ćwiczeń gibkościowych dla eliminowania nadmiernej sztywności stawów, wad postawy, korekcji płaskostopia, w profilaktyce urazowej (w sporcie i życiu codziennym). Ćwiczenia te uważane są za ważny środek podtrzymywania zdrowia, kształtowania prawidłowej postawy, harmonijnego rozwoju i przygotowania fizycznego [Sozański i wsp. 2015].

W sporcie gibkość określa się jako zdolność do wykonywania ruchów w optymalnym ich zakresie. Zasadnicze jest tu określenie, co znaczy optymalny zakres ruchu. Według Estélio i wsp. Powinien on być dostosowany do charakterystyki danej dyscypliny sportu, gdyż inny poziom zakresu ruchu w stawie biodrowym potrzebny jest lekkoatlecie przy pchnięciu kulą niż gimnastyczce czy łyżwiarce figurowej [Estélio i wsp. 2011].

Gibkość można podzielić na jej dwie formy: aktywną i pasywną [Santos i wsp. 2015]. Aktywna to obszerny ruch, który wykonuje się dzięki zaangażowaniu odpowiednich mięśni. Pasywna to możliwość wykonywania ruchów o dużej amplitudzie, za pomocą zewnętrznych sił rozciągających: obciążenia zewnętrznego, siły partnera, specjalnych przyborów. gibkość ujawniana podczas ruchów jest gibkością dynamiczną (Ryc. 1). Gibkość ujawniana podczas utrzymania danej pozycji, jak np. waga tyłem (Ryc. 2) jest gibkością statyczną [Ljach 2003].



Ryc. 1 Przykład gibkości dynamicznej,
Źródło: <https://interesnyefakty.org/anna-bessonova/>



Ryc. 2 Przykład gibkości statycznej.
Źródło: https://www.wikiwand.com/pl/Gimnastyka_artystyczna.

Rozwój gibkości uwarunkowany jest wielu czynnikami, najważniejszymi są: zakres ruchomości stawów, elastyczność mięśnia, więzadeł i ścięgien [Alter 2004]. W kształtowaniu gibkości należy zachowywać podstawowe zasady: przemienności - wykonywania ćwiczeń rozciągających na przemian, np. mięśni zginacze i prostowników, mięśni brzucha i grzbietu; równomiernego obciążenia - ćwiczeniami kończyn górnych, dolnych i kręgosłupa; symetryczności ćwiczeń - np. w przód i w tył, w lewo i w prawo; lateralizacji - naprzemienne obciążenie ćwiczeniami lewych i prawych kończyn. Dynamika i poziom rozwoju gibkości jest oceniany i monitorowany przez trenerów gimnastyki artystycznej na wszystkich etapach doboru i selekcji [Barańska 1989; Kuźmińska 1991].

Celem głównym badań było scharakteryzowanie zakresu ruchów w stawach kończyn górnych i dolnych z uwzględnieniem lateralizacji funkcjonalnej gimnastyczek artystycznych o różnym stopniu zaawansowania. Celem szczegółowym pracy było określenie występowania współzależności między ruchomością poszczególnych stawów a wiekiem i stażem treningowym.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał badań

W badaniach wzięło udział 31 gimnastyczki artystycznych trenujących w Warszawie. Zawodniczki zostały podzielone na trzy grupy: pierwszą grupę stanowiło 11 zawodniczek w wieku 8 - 10 lat druga grupa obejmowała 13 dziewcząt w wieku 11 i 12 lat, a w najstarszej grupie znalazło się 7 zawodniczek w wieku 14 - 16 lat. Badania odbywały się w okresie przygotowawczym.

W pierwszej grupie znalazły się zawodniczki najmłodsze. W gimnastyce jest to klasa młodzieżowa oraz klasa III sportowa (Tab. 2). Dziewczęta w tej grupie uczęszczają na treningi 5 - 6 razy w tygodniu, a trwają one od 2 do 3 godzin. W drugiej grupie umieszczone zostały juniorki młodsze, czyli klasa II sportowa. Czas trwania pojedynczych treningów w tej grupie wynosi od 2 do 3 godzin 5 - 6 razy w tygodniu. Gimnastyczki w 3 grupie należą do dwóch najstarszych i najbardziej zaawansowanych klas sportowych gimnastyki artystycznej. A mianowicie do junierek - klasa I oraz senierek - klasa mistrzowska. Uczestniczą w treningach 5 -6 razy w tygodniu od 3 do 4 godzin..

Tab. 2 Charakterystyka badanych zawodniczek z grupy 1 (8 – 10 lat, n = 11)

grupa	Zmienne	Masa ciała [kg]	Wysokość ciała [cm]	Staż [lata]
1 n=11 (8-10 lat)	Śr ±SD	22,9±2,0	128,7±4,0	3,2±0,8
	min-max	(20,1÷26,5)	(121÷134)	(2÷5)
	CV	10%	3%	26%
2 n=13 (11-12 lat)	Śr ±SD	30,2±3,3	142,5±5,5	5,7±0,7
	min-max	(25,2÷37,3)	(134÷153)	(4,5÷7)
	CV	11%	4%	12%
3 n=7 (14-16)	Śr ±SD	40,9±1,6	155,1±2,0	6,9±0,9
	min-max	(38,8÷43,3)	(153÷158)	(5,5÷8)
	CV	38%	13%	14%

W pracy zastosowano metodę goniometrii. Zakres ruchu w stawach kończyn górnych i dolnych mierzony był przy użyciu goniometrów mechanicznych BASELINE. Wszystkie zakresy ruchu w stawach były badane czynnie - badany siłą mięśni zginał lub prostował dany staw oraz biernie – z dociśnięciem przez samego badanego lub asystenta badającego, aż do granicy występowania bólu. Pomiarów dokonano po obu stronach ciała.

Pomiar kątów w stawach odbywał się zgodnie z przyjętymi zasadami pomiarów goniometrycznych [Zembaty 1989]. Jedynie pomiar zakresu ruchu w stawie ramiennym został zmodyfikowany w sferze pozycji wyjściowej. Zębaty [1989] sugeruje pozycję w siadzie, jednak ze względu na brak możliwości zapewnienia stabilizacji w odcinku lędźwiowym kręgosłupa i naturalnej kompensacji, postanowiono zmienić tę pozycję na taką, która pozwoli zabezpieczyć kręgosłup i uniemożliwić uzyskanie nieprawidłowych wyników. Pozycja w której dokonano pomiaru zakresu ruchu w stawie ramiennym - to leżenie tyłem na ławce gimnastycznej, kończyny dolne maksymalnie zgięte, kręgosłup, plecy przylegają do powierzchni ławki, staw ramienny na krawędzi (Ryc. 3). Badanie prostowania w tym samym stawie wykonano w pozycji leżenia przodem na ławce gimnastycznej.



Ryc. 3 Pomiar zakresu ruchu w stawach ramiennych.

Następny pomiar dotyczył stawu łokciowego, zgięcie i prostowanie w pozycji siedzącej. Jednak przy prostowaniu ramię ułożone jest na ławce tak, że staw łokciowy znajduje się na jej krawędzi (Ryc. 4, 5, 6).



Ryc. 4 Pomiar zakresu ruchu przy prostowaniu w stawie łokciowym.



Ryc. 5 Pomiar zakresu ruchu w stawie ramiennym (lewo) oraz łokciowym (prawo) podczas prostowania.



Ryc. 6 Pomiar zakresu ruchu w stawie łokciowym zgięcie bierne (lewo), zgięcie czynne (prawo).



Ryc. 7 Pomiar zakresu ruchu w stawie nadgarstkowym podczas czynnego wyprostu (lewa) i zgięcia (prawa).

Pomiary przy zgięciu i prostowaniu w stawie nadgarstkowym wykonywane są czynnie w pozycji niskiej, ramię wyciągnięte w przód (Ryc. 7). Przy prostowaniu biernym badany opiera rękę stroną dłoniową na ławce i wychyla się maksymalnie w przód. Przy zgięciu

procedura wygląda podobnie, badany opiera rękę stroną grzbietową i wychyla się w tył, należy kontrolować, aby łokieć był prosty.

Następnie przeprowadzono pomiary zakresu ruchu w stawach kończyn dolnych. Pomiar w stawie biodrowym wykonywano następująco:

1. Zgięcie - w leżeniu tyłem na ławce, jedna kończyna prosta, druga ugięta w stawie kolanowym wykonuje maksymalne zgięcie w stawie biodrowym. Dociśnięcie przy biernym zgięciu następuje poprzez chwycenie przez badanego zgiętej kończyny rękami poniżej kolana i maksymalne przyciągnięcie jej do klatki piersiowej;
2. Prostowanie - w leżeniu przodem na ławce. Należy zwrócić szczególną uwagę na to, aby biodra przylegały do ławki.

Badanie w stawie kolanowym przeprowadzono w następujący sposób:

1. Zgięcie - w leżeniu przodem na ławce. Badany czynnie wykonuje maksymalny ruch w stawie. Przy zgięciu biernym wykonuje się dociśnięcie przez asystenta badającego.
2. Prostowanie - w leżeniu przodem na ławce, stawy kolanowe na jej granicy, uda przylegają do powierzchni ławki. Wybrano taką pozycję wyjściową do badania ze względu na cechy budowy, a mianowicie występowanie przeprostów u zawodniczek, które są uwzględniane przy doborze i selekcji do gimnastyki artystycznej.

Staw skokowy zostało zbadano w następujący sposób. Zgięcie grzbietowe czynne stawu skokowego badano w siadzie prostym. Natomiast bierne - w pozycji stojącej. Cała podeszwa stopy nogi badanej przylega do podłogi, kolano wyprostowane. Druga kończyna w wykroku (Ryc. 8). Kąt zgięcia podeszwowego czynnego był mierzony w siadzie prostym (Ryc. 9). Przy biernym zgięciu w stawie było wykonywane dociśnięcie kończyny przez asystenta badającego.



Ryc. 8 Pomiar zakresu ruchu w stawie skokowym przy zgięciu grzbietowym czynnym (lewa) i biernym (prawa).

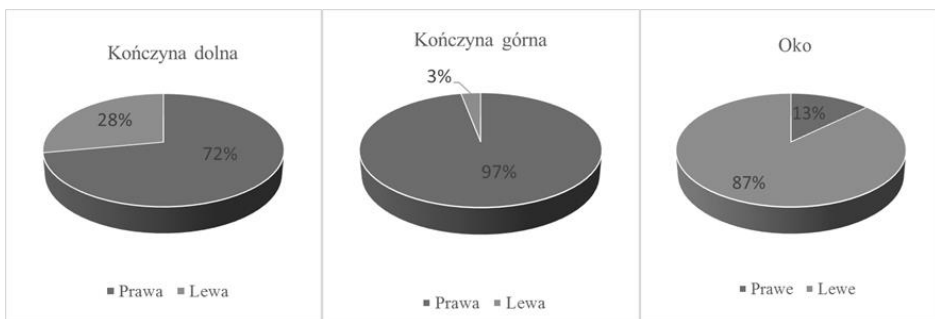


Ryc. 9 Pomiar zakresu ruchu w stawie skokowym w zgięciu podszwowym czynnym.

Do opracowania wyników badań zastosowano zostało statystykę opisową, współczynnik korelacji liniowej Pearsona oraz analizę procentową.

3. Wyniki

W trakcie analizy wyników badań w pierwszej kolejności została wykonana diagnoza lateralizacji gimnastyczek (Ryc. 10). U większości zawodniczek można zaobserwować dominację kończyny prawej górnej jak i dolnej. U ośmiu zawodniczek wystąpiła lateralizacja typu I: dominacja prawej kończyny górnej i lewej kończyny dolnej, a zaledwie u jednej stwierdzono leworęczność.



Ryc. 10 Zestawienie procentowe dominacji kończyny górnej i dolnej oraz oka badanych gimnastyczek (n = 31).

W tabelach 3, 4 i 5 przedstawiono wyniki pomiaru zakresu ruchów biernego w stawach kończyn górnych: ramiennym, łokciowym oraz nadgarstkowym. Pod uwagę brano wynik pomiaru kończyny dominującej i niedominującej. Otrzymane dane pomogły ocenić maksymalne możliwości gimnastyczek w różnym wieku i różnej klasy sportowej.

Średni wynik zgięcia w stawie ramiennym w poszczególnych grupach wynosi od 208° do 217°. Maksymalny wynik zgięcia w stawie ramiennym w grupie I osiągnął 226°. W grupie II jak i III najwyższy rezultat był równy 224°. Kąt wyprostowania w tym stawie przyjmuje średnie wartości od 113° do 123°. Kolejny staw poddany badaniu to staw

łokciowy, należy zauważyć identyczne lub bardzo zbliżone wartości zakresu ruchu w poszczególnych grupach, dla zgięcia oraz wyprostu kończyny dominującej i niedominującej. Jednocześnie zwrócono uwagę, że analizowane parametry dotyczące stawu łokciowego charakteryzują się dużą zmiennością, szczególnie przy wykonaniu prostowania (CV osiąga od 29% do 57%). Zakres ruchu przy wykonaniu zgięcia i prostowania w stawie nadgarstkowym dla wszystkich trzech grup jest bardzo zbliżony i wynosi od 0° do 3°.

Tab. 3 Wartości średnie zakresów ruchów [°] zginania i prostowania w stawach kończyn górnych dominujących i niedominujących gimnastyczek grupy 1 (n = 11)

Staw	ramienny				łokciowy				nadgarstkowy			
	D		ND		D		ND		D		ND	
	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P
Śr	217	117	214	114	159	9	159	9	95	106	94	105
SD	4,29	7,16	4,67	6,63	2,41	5,11	3,03	4,76	2,34	4,25	2,39	4,30
CV%	2	6	2	6	2	57	2	53	2	4	3	4
Min	210	107	207	105	156	3	155	3	91	101	90	100
Max	226	134	224	130	163	18	164	17	98	113	97	112

D – kończyna dominująca; ND – kończyna niedominująca; Z – zginanie; P – prostowanie.

Można również zauważyć, że w obrębie grupy występuje małe zróżnicowanie ruchomości stawów kończyn górnych, współczynnik zmienności (CV) przyjmuje wartości od 1% do 6%, wyjątek stanowi zakres ruchów w stawie łokciowym.

Tab. 4 Wartości średnie zakresów ruchów [°] zginania i prostowania w stawach kończyn górnych dominujących i niedominujących gimnastyczek grupy 2 (n = 13)

Staw	ramienny				łokciowy				nadgarstkowy			
	D		ND		D		ND		D		ND	
	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P
Śr	212	115	211	113	158	10	158	10	95	105	95	104
SD	5,6	3,9	5,44	3,71	2,12	4,29	1,92	4,49	2,53	4,62	2,38	4,28
CV%	3	3	3	3	1	45	1	46	3	4	3	4
Min	205	109	201	107	154	2	155	2	91	99	91	98
Max	224	121	220	118	161	16	161	16	99	112	98	111

Tab. 5 Wartości średnie zakresów ruchów [°] zginania i prostowania w stawach kończyn górnych dominujących i niedominujących gimnastyczek grupy 3 (n = 7)

Staw	ramienny				łokciowy				nadgarstkowy			
	D		ND		D		ND		D		ND	
	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P
Śr	211	123	208	120	156	9	157	10	95	107	94	106
SD	10,94	3,44	10,72	3,69	2,61	2,69	2,51	3,09	2,3	2,36	2,44	2,57
CV%	5	3	5	3	2	29	2	32	2	2	3	2
Min	196	119	194	115	152	5	153	5	92	104	92	102
Max	224	128	219	126	159	13	160	13	99	110	99	109

W tabelach 6, 7 i 8 przedstawiono wyniki pomiaru biernego zakresu ruchów w stawach: biodrowym, kolanowym i skokowym kończyn dominującej i niedominującej. Najwyższy wynik został osiągnięty przez zawodniczkę grupy 1 przy zgięciu w stawie biodrowym, a wyniósł on 199°. Najwyższą średnią wartość zakresu ruchów w tym stawie osiągnęła grupa II, zarówno przy zgięciu - 187°, jak i prostowaniu - 68°. Najbardziej zróżnicowanym zakresem ruchów pod względem wyników charakteryzując się staw kolanowy przy prostowaniu. Współczynnik zmienności wahał się od 38% w grupie I, aż do 62% w grupie III. W prostowaniu stawu kolanowego zauważono wzrost współczynnika zmienności wraz z wiekiem i stażem badanych.

Tab. 6 Wartości średnie zakresów ruchów [°] zginania i prostowania w stawach kończyn dolnych dominujących i niedominujących gimnastyczek grupy 1 (n = 11)

Staw	biodrowy				kolanowy				skokowy			
	D		ND		D		ND		D		ND	
	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P
Śr	185	64	182	61	158	13	157	12	13	104	13	104
SD	5,75	7,78	5,9	7,93	3,65	4,94	3,87	4,67	1,9	6,81	1,47	6,86
CV%	3	12	3	13	2	39	2	38	14	7	11	7
Min	178	53	176	52	153	7	152	7	10	94	10	93
Max	199	78	197	75	164	24	164	23	16	116	15	116

Tab. 7 Wartości średnie zakresów ruchów [°] zginania i prostowania w stawach kończyn dolnych dominujących i niedominujących gimnastyczek grupy 2 (n = 13)

Staw	biodrowy				kolanowy				skokowy			
	D		ND		D		ND		D		ND	
	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P
Śr	187	68	183	64	158	14	157	13	13	104	13	103
SD	4,75	7,08	4,63	8,12	2,06	5,5	2,55	5,24	1,97	6,30	1,5	6,36
CV%	3	10	3	13	1	40	2	41	16	6	12	6
Min	176	58	174	51	153	6	151	5	9	95	10	95
Max	194	79	190	77	161	25	161	23	15	117	15	116

Wyniki badania ruchomości stawu skokowego zawodniczek były bardzo do siebie zbliżone, średnie wartości poszczególnych grup różniły się od siebie o 0° - 1° w zgięciu i o 0° - 3° w prostowaniu. Najmniejszy zakres ruchów przy wykonaniu zgięcia w stawie skokowym wystąpił w grupie 3. W tej grupie zaobserwowano również największe zakresy ruchów przy prostowaniu w stawie skokowym (Tab. 8).

Tab. 8 Wartości średnie zakresów ruchów [°] zginania i prostowania w stawach kończyn dolnych dominujących i niedominujących gimnastyczek grupy 3 (n = 7)

Staw	biodrowy				kolanowy				skokowy			
	D		ND		D		ND		D		ND	
	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P	Z	P
Śr	184	55	181	52	155	8	154	8	14	101	14	101
SD	5,68	3,59	5,19	4,42	1,73	5,09	2,41	4,79	3,25	6,89	2,82	6,73
CV%	3	7	3	8	1	60	2	62	24	7	21	7
Min	174	51	172	48	153	2	150	2	9	91	10	90
Max	191	61	187	59	157	18	157	17	18	112	17	111

Analiza korelacji wykazała istotną współzależność pomiędzy ruchomością w stawach ramiennym, biodrowym, skokowym, a stażem treningowym w poszczególnych grupach. Wraz ze wzrostem stażu treningowego zwiększał się zakres ruchów w wymienionych wyżej stawach u najmłodszych gimnastyczek w wieku 8 – 10 lat oraz u najbardziej doświadczonych (Tab. 9, 10).

Tab. 9 Współczynnik korelacji Pearsona dla grupy 1 (8 – 10 lat) między wynikami ruchomości wybranych stawów [°] oraz wiekiem i stażem treningowym gimnastyczek artystycznych

Staw	ramienny		biodrowy		skokowy	
	Z	P	Z	P	Z	P
Wiek [lata]	0,04	-0,03	0,16	0,50**	0,31	-0,27
Staż [lata]	0,39*	0,45*	0,45*	0,41*	0,51**	0,12

* p < 0,05; **p < 0,01

Tab. 10 Współczynnik korelacji Pearsona dla grupy 2 (11 – 12 lat) między wynikami ruchomości wybranych stawów [°] oraz wiekiem i stażem treningowym gimnastyczek artystycznych

Staw	ramienny		biodrowy		skokowy	
	Z	P	Z	P	Z	P
Wiek [lata]	-0,27	0,17	-0,08	0,07	0,06	-0,66**
Staż [lata]	0,47*	0,53**	0,64**	0,65**	-0,24	-0,18

W przypadku zawodniczek w wieku 11 – 12 lat zauważono pozytywne zmiany w ruchomości największych stawów – ramiennym i biodrowym uwarunkowanych dłuższym stażem treningowym (Tab. 11). Współzależność zakresu ruchomości stawów z wiekiem okazała się mniej znacząca. Wystąpiła ona w przypadku prostowania w stawie biodrowym w grupie 1, prostowania w stawie skokowym w grupie 2 oraz prostowania w stawach biodrowym i skokowym w grupie 3.

Tab. 11. Współczynnik korelacji Pearsona dla grupy 3 (15 -16 lat) między wynikami ruchomości wybranych stawów [°] oraz wiekiem i stażem treningowym gimnastyczek artystycznych

Staw	ramienny		biodrowy		skokowy	
	Z	P	Z	P	Z	P
Wiek [lata]	0,12	-0,32	0,39*	0,41*	-0,04	0,44*
Staż [lata]	0,60**	-0,08	0,30	0,79***	-0,53**	0,43*

4. Dyskusja

Zaprezentowane w tej pracy wyniki pomiarów zakresów ruchomości stawów kończyn górnych i dolnych kwalifikowanych gimnastyczek artystycznych w wieku 8 – 16 lat wykazały bardzo wysoki poziom amplitudy ruchów. W pracy również postanowiono zbadać, czy pomimo wykonywania wielu symetrycznych ćwiczeń w pierwszej części klasycznej jednostki treningowej, druga - asymetryczna część treningu wpływa na występowanie różnic w ruchomości stawów kończyn dominujących i niedominujących.

Przeprowadzone badania umożliwiły ocenę i porównanie zakresu ruchomości stawów zawodniczek różnej klasy sportowej oraz sprawdzenie zależności między poszczególnymi parametrami charakteryzującymi poziom rozwoju gibkości, a wiekiem i stażem treningowym.

We wszystkich trzech grupach wiekowych kończyna górna i dolna dominująca charakteryzuje się większym zakresem ruchu, ale różnica ta nie jest istotna. Natomiast, zauważalna różnica występuje w ruchomości stawów biodrowych i ramiennych, które w gimnastyce artystycznej odgrywają znaczącą rolę przy wykonywaniu elementów *trudności ciała* (oficjalna terminologia Międzynarodowego Związku Gimnastycznego), najwyżej ocenianych przez sędziów na zawodach. W taki sposób trening gibkości ma istotny wpływ na wynik sportowy, szczególnie na zawodach międzynarodowych [Douda i wsp. 2008]. Wśród zawodniczek w poszczególnych grupach badanych ruchomość w stawach biodrowych jak i w ramiennych jest zbliżona do siebie o czym świadczy niska wartość współczynnika zmienności. W stawach kolanowych i łokciowych natomiast zróżnicowanie w grupach jest znaczne, wynika to z różnic przy prostowaniu stawu.

Przy doborze i w trakcie wszystkich etapów selekcji największą uwagę trenerzy gimnastyki artystycznej przydzielają kontroli i ocenie poziomu zdolności gibkości zawodniczek. Miernikiem dla oceny służą testy sprawnościowe dla diagnozy gibkości dynamicznej i statycznej [Vernetta i wsp. 2022]. Od takiej oceny często zależy skuteczność i długość kariery sportowej gimnastyczki. W porównaniu z innymi zdolnościami motorycznymi gibkość powinna systematycznie (codziennie lub co-drugi dzień) być trenowana i doskonalona, z powodu bardzo szybkiej utraty osiągniętego pułapu.

Zawodniczki do gimnastyki artystycznej są dobierane również z uwzględnieniem charakterystyki budowy ciała. Zwraca się uwagę na tak nazywane *przeprosty*, czyli zakresy ruchu w stawie łokciowym i kolanowym przy prostowaniu, których wartość ma być większa niż 0° . Występowanie przerostów nie wynika z specjalistycznego treningu, a w znacznej mierze z uwarunkowanych genetycznie cech budowy ciała osobnika [Bolígon i wsp. 2015]. W ruchomości obu tych stawów w kończynach dominujących i niedominujących nie wykazano istotnych różnic ($0^\circ - 3^\circ$). Również w stawie nadgarstkowym i skokowym różnica zakresu ruchu jest nieistotna (równa 1°). Gimnastyka artystyczna charakteryzuje się treningiem symetrycznym, wszelkie ćwiczenia w rozgrzewce wykonywane są na dwie strony, dopiero przy wykonywaniu choreografii z przyborem lub bez zawodniczki wykonują elementy dominującymi kończynami. Wyniki badań, które ukazują różnice między wartościami zakresu ruchu w stawach kończyny dominującej i niedominującej prowadzą do określenia poziomu asymetrii jako znikomej.

Różnice w wartościach zakresu ruchów w stawach pomiędzy grupami nie różniły się istotnie, co potwierdza wnioski z badań przeprowadzonych Dobrijević i wsp. [2014], że największy wzrost rozwoju gibkości przypada na wiek 6 – 11 lat, a następnie stabilizuje się lub maleje.

Analiza wyników badań pozwoliła wysunąć następujące wnioski:

- gimnastyczki artystyczne w wieku 8 – 16 lat, trenujące na poziomie wyczerpującym charakteryzują się wysokim poziomem ruchomości stawów kończyn górnych i dolnych oraz harmonijnym rozwojem gibkości ogólnej i specjalnej.
- staż treningowy w gimnastyce artystycznej warunkuje rozwój gibkości w stawach kończyn górnych i dolnych. Specyfika treningu w gimnastyce artystycznej ma wpływ na symetryczny rozwój ruchomości stawów kończyn dominujących i niedominujących niezależnie od wieku.

Piśmiennictwo

- [1] ALTER M. (2004) *Science of Flexibility* (3rd ed.) Human Kinetics, Champaign IL.
- [2] BARAŃSKA Ź. (1989) *Wybrane zagadnienia z zakresu gimnastyki artystycznej*, AWF Warszawa.
- [3] BATISTA, A., BOBO, M., ÁVILA-CARVALHO, L. (2015). *Flexibilidad en gimnasia rítmica: asimetría funcional en gimnastas junior potuguesas*. Apuntes Educación Física y Deporte, 120(2), 19–26.
- [4] BOLIGON, L., DEPRÁ, P. P., & RINALDI, I. P. B. (2015). *Influence of flexibility in the execution of movements in rhythmic gymnastics*. Acta Scientiarum. Health Sciences, 37(2), 141-145.
- [5] DOBRIJEVIĆ, S., DABOVIĆ, M., MOSKOVLJEVIĆ, L. (2014). *The analysis of motor abilities development trend conducted on young girls engaged in practicing rhythmic gymnastics*. Fizička kultura, 68(2): 136-147.
- [6] DOUDA, H., TOUBEKIS, G., AVLONITI, A. & TOMAKIDIS, S. (2008). *Physiological and Anthropometric Determinants of Rhythmic Gymnastic Performance*. Int J Sports Physiol Perform., 3, 41–54.
- [7] ESTÉLIO H.M. DANTAS, REJANE DAUD, ALEXIS TROTT, RUDY J. NODARI J.R., MARIO C.S.C. CONCEIÇÃO. (2011) *Flexibility: components, proprioceptive mechanisms and methods*. Biomedical Human Kinetics, 3: 39 – 43.
- [8] KUŹMIŃSKA O. (1991) *Podręcznik gimnastyki artystycznej*, Wydawnictwo SAWW, Warszawa.
- [9] LJACH W. (2003). *Podręcznik dla nauczycieli, trenerów i studentów*. COS Warszawa
- [10] MALINA R. M., BAXTER-JONES A. D., ARMSTRONG N., BEUNEN G. P., CAINE D., DALY R. M., RUSSELL K. (2013). *Role of intensive training in the growth and maturation of artistic gymnasts*. Sports Medicine, 43(9), 783-802.
- [11] OLEX-ZARYCHTA D. (2010) *Lateralizacja funkcjonalna kończyn człowieka i jej uwarunkowania w zakresie koordynacji motorycznej* AWF im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, Katowice.
- [12] OSIŃSKI W. (2003) *Antropomotoryka*. AWF im. Eugeniusza Piaseckiego w Poznaniu.
- [13] POLISZCZUK, T., BRODA, D. (2010). *Somatic constitution and the ability to maintain dynamic body equilibrium in girls practicing rhythmic gymnastics*. Pediatric Endocrinology, Diabetes and Metabolism, 16(2), 94-99.
- [14] SANTOS A.B., LEMOS M.E., LEBRE E., CARVALHO L.A. (2015) *Active and passive lower limb flexibility in high level rhythmic gymnastics*. Science of Gymnastics Journal. 7. 2: 55 – 66.
- [15] SOZAŃSKI H., SADOWSKI J., CZERWIŃSKI J. (2015) *Podstawy teorii i technologii treningu sportowego*, Tom II, Warszawa-Biała Podlaska

- [16] STAROSTA W. (1990) *Symetria i asymetria ruchów w sporcie*, AWF Warszawa
- [17] STERNAD, D., KATSUMATA, H. (2000). *The role of dynamic stability for the acquisition and performance of a rhythmic skill*. Current research in motor control. Interaktiv SC, Katowice.
- [18] SZCZEPAŃSKA K. (1977) *Dobór dziewcząt do gimnastyki artystycznej*, AWF Warszawa
- [19] VERNETTA M., PELÁEZ- BARRIOS E.M., LÓPEZ-BEDOYA J. (2022). *Systematic review of flexibility tests in gymnastics*. Journal of Human Sport & Exercise, 17(1).
- [20] ZĘBATY A. (1989) *Pomiary zakresów ruchów w stawach człowieka*. AWF Warszawa.

Ocena zmian mechanizmu utrzymania równowagi oraz siły mięśni zginaczy i prostowników tułowia po 4-tygodniowym programie rehabilitacji u pacjentów z kręgozmykiem I lub II stopnia

Assessment of changes in balance maintenance mechanism and muscle strength of trunk flexors and extensors after a 4-week rehabilitation programme in patients with 1st or 2nd degree spondylolisthesis

J RDZANEK¹, M WYCHOWAŃSKI¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie Wydział Rehabilitacji, Katedra Podstaw Fizjoterapii, ul. Marymoncka 34, 00-968 Warszawa,
e-mail: justyna.rdzanek@awf.edu.pl, mwychowański@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: kręgozmyk, ból kręgosłupa, siła mięśni zginaczy i prostowników tułowia, stabilografia na dwóch KKD z oczami otwartymi i zamkniętymi.

1. Wstęp

Schorzenia kręgosłupa od lat pozostają w polu zainteresowań wielu specjalistów. Coraz częściej powołuje się zespoły interdyscyplinarne, których celem jest wypracowanie jednoznacznych wytycznych postępowania w najczęściej spotykanych chorobach kręgosłupa. Przykładem, w którym brak jest jednoznacznego stanowiska, co do sposobu leczenia, jest kręgozmyk [Bartochowski 2011].

Kręgozmyk (łac. *spondylolisthesis*) to przemieszczenie ku przodowi przedniej części kręgu w stosunku do kręgu leżącego poniżej, w skład której wchodzi: trzon, przednia część łuku, wyrostki poprzeczne oraz stawowe górne [Bartochowski 2011, Crawford i wsp. 2001].

Kręgozmyk jest złożonym problemem wieloczynnikowym. Obecnie stanowi powszechną diagnozę wśród starzejącej się populacji [Crawford i wsp. 2001].

Kręgozmyk może objawiać się bólem dolnych pleców, bólem kończyn dolnych i chromaniem przestankowym u osób starszych. Ból dolnego odcinka kręgosłupa, trwający dłużej niż trzy miesiące, stał się jedną z głównych przyczyn przedwczesnej emerytury. Wiąże się on nie tylko ze znacznymi stratami ekonomicznymi, ale przede wszystkim z obniżeniem jakości życia [Crawford i wsp. 2001, Miao i wsp. 2013, van Mastrigt i wsp. 2016, Wang i wsp 2017].

Schorzenia kręgosłupa i związane z nimi dolegliwości bólowe, powodują szereg osłabień funkcjonalnych, w obszarach takich jak równowaga podczas utrzymywania pionowej pozycji i siła mięśni zginaczy i prostowników tułowia. W celu złagodzenia tych deficytów konieczne jest opracowanie nowych programów interwencyjnych, specjalnie

dostosowanych do przeciwdziałania słabościom związanym z kręgozmykiem [Kalichman i Hunter 2008, Matz i wsp. 2016].

Oslabiona kontrola nerwowo-mięśniowa, przede wszystkim podczas utrzymywania pionowej postawy ciała jest uznawana za ważny czynnik ryzyka w rozwoju dolegliwości bólowych kręgosłupa [Alsufiany i wsp. 2020, Langhton i wsp. 2003, Ambegaonkar 2014, Lurie i Tomkins-Lane 2016]. Osoby z bólem krzyża, wykazują osłabienie funkcji mięśni głębokich tułowia [Baramoglu i wsp. 2001], co prowadzi do osłabienia kontroli postawy [Ambegaonkar 2014]. U osób z kręgozmykiem, kontrola postawy ciała może być osłabiona, a zatem może utrudniać wykonywanie codziennych czynności i być niebezpieczna z powodu zwiększenia prawdopodobieństwa upadku [Alsufiany i wsp. 2020]. Możliwość oceny stabilności postawy jest niezbędna w badaniach i praktyce klinicznej. W dążeniu do mierzalnych zmiennych, opracowano różne metody oceny sposobu utrzymywania równowagi. Najpowszechniejszą z metod jest ocena stabilności postawy podczas stania swobodnego na podstawie pomiaru przemieszczeń środka parcia stóp na podłoże (center of pressure COP). Głównym kryterium oceny mechanizmu utrzymywania równowagi jest powszechnie stosowane do tego celu kryterium: długość ścieżki środka parcia stóp na podłoże, TL (trace length), PL (path length) [Paillard i Noe 2015].

Siła mięśni tułowia jest niezwykle ważna w funkcji równowagi [Kahle i Tavalad 2014]. Osłabienie mięśni tułowia może mieć znaczące, negatywne konsekwencje dla utrzymywania pionowej postawy ciała, ogólnej sprawności funkcjonalnej i jednocześnie może przyczyniać się do bólu [Alsufiany i wsp. 2020]. Badacze podkreślają, iż siła mięśni tułowia w odniesieniu do przewlekłego bólu krzyża powinna być szeroko badana [Baramoglu i wsp. 2001]. Pomiar siły za pomocą różnego rodzaju dynamometrów jest powszechnie wykorzystywany, od dziesięcioleci nie tylko wśród sportowców, ale także służy identyfikacji ryzyka kontuzji i przede wszystkim wykorzystywany jest do śledzenia postępów stosowanych programów rehabilitacji w warunkach klinicznych [Baramoglu i wsp. 2001, Barbado i wsp. 2016]. Jako pierwszy kompleksową metodę oceny siły głównych zespołów mięśniowych człowieka zaproponował [Fidelus i Skorupski 1970]. Siłę mięśni ocenia się jako maksymalny moment siły wywierany przez określony zespół mięśni w warunkach statyki, podczas ruchu ze stałą prędkością lub w dynamice. Wytrzymałość mięśni definiuje się jako zdolność do utrzymania określonego poziomu siły w zależności od czasu trwania wysiłku [Strand i wsp. 2014]. Ocena wytrzymałości mięśniowej polega na zastosowaniu odpowiednich ćwiczeń stabilizujących brzuch i tułów, które skutecznie odciążą mięśnie, jednocześnie minimalizując ryzyko urazu dolnej części pleców [Strand i wsp. 2014]. Wytrzymałość mięśni tułowia może być oceniana za pomocą testów (Keller i wsp. 2001), lub na specjalnych stanowiskach pomiarowych [Langhton2003]. Uczestników instruuje się, aby statycznie utrzymywali odpowiednią pozycję tak długo, jak to możliwe, zapewniając krótkie wskazówki werbalne [Strand i wsp. 2014]. U pacjentów z kręgozmykiem można przeprowadzić pomiary siły mięśni tułowia w warunkach statyki, ponieważ w statyce występuje najmniejsze ryzyko wystąpienia kontuzji i bólu. Podczas takich pomiarów, należy zapewnić odpowiednią stabilizację badanego i zmierzyć moment siły rozwijany w krótkotrwałym wysiłku. Jest

to uzasadnione tym, że wynik wykonania zadania ruchowego znacząco zależy od siły mięśni [Fidelus i Skorupski 1970]. Na podstawie takich pomiarów wyznaczane są maksymalne wartości momentów sił mięśniowych (Mm) rozwijane w warunkach statyki w wybranym stawie podczas zginania i prostowania. Oprócz maksymalnego momentu siły mięśni [N m], siłę mięśni badanego lepiej charakteryzuje względny moment siły, ponieważ eliminuje on wpływ masy ciała na wynik oceny siły mięśni (WMm). Względny moment siły rozwijany w stawie ma szczególne znaczenie, gdyż oprócz siły mięśniowej, także masa badanego ma bezpośredni wpływ na uzyskiwane wyniki [Wychowański 2008, Wychowański i wsp. 2015]. Pomiary momentów siły mięśni (M m) i momentów względnych (WM m) pozwalają na śledzenie zmian siły mięśni, jak również umożliwiają stwierdzenie, czy momenty sił po treningu lub procesie rehabilitacji zwiększyły się lub zmniejszyły [Wychowański 2008, Wychowański i wsp. 2015].

Biorąc pod uwagę główne czynniki wpływające na wykonanie zadania ruchowego, siłę i technikę ruchu, istniało mocne uzasadnienie konieczności przeprowadzenia w niniejszym eksperymencie oceny koordynacji ruchowej pacjentów z zastosowaniem badania stabilograficznego oraz pomiarów siły mięśni tułowia podczas zginania i prostowania. Ze względu na ryzyko progresji ześlizgu trzonu kręgu, u pacjentów poddanych eksperymentowi, zaleca się dokonanie pomiaru siły mięśni tułowia podczas zginania i prostowania wyłącznie w warunkach statyki. Jest to pomiar bardzo bezpieczny, nie powodujący takich trudności, które występują podczas badania pacjentów w warunkach izokinetycznych i dynamicznych. Ponadto, mając na względzie wiek pacjentów, oraz rodzaj schorzenia, badania stabilograficzne powinno się ograniczyć wyłącznie do dwóch z sześciu prób stabilograficznych. Ocenę utrzymywania pionowej postawy ciała dokonuje się wówczas podczas stania obunóż z oczami otwartymi i zamkniętymi. Znaczna większość pacjentów w tym wieku, z nadwagą, nie byłaby w stanie wykonać większości badań w staniu na jednej kończynie dolnej, zarówno z oczami otwartymi, jak i z zamkniętymi.

U pacjentów ze zdiagnozowanym kręgozmykiem niskiego stopnia, najczęściej zaleca się procedury kinezyterapeutyczne. Interwencje, mające wpływ na siłę mięśni tułowia, w postaci ćwiczeń wzmacniających gorset mięśniowy są metodą, powszechnie zalecaną przez lekarzy i fizjoterapeutów wśród pacjentów z kręgozmykiem I° lub II°. W celu przygotowania tkanek do ćwiczeń, poprzez rozluźnienie mięśni, oraz lepsze ukrwienie i uelastycznienie tkanek, stosuje się najczęściej zabiegi fizykoterapeutyczne oraz terapię mięśniowo-powięziową punktów spustowych. Sugerując się doświadczeniem własnym, oraz przeglądem literatury przedmiotu, interwencje te przyczyniają się do zmniejszenia bólu i tym samym poprawy sprawności funkcjonalnej pacjentów.

Biorąc pod uwagę kliniczne korzyści wyżej wymienionych metod fizjoterapii, w celu opracowania właściwych zaleceń terapeutycznych, podjęto próbę oceny zmian parametrów sprawności mechanizmu utrzymywania równowagi oraz siły mięśni tułowia u pacjentów z kręgozmykiem po zastosowaniu powszechnych metod leczenia bólu.

Poszerzenie wiedzy na temat skuteczności stosowanych metod leczenia pacjentów ze zdiagnozowanym kręgozmykiem, może być przydatne nie tylko w leczeniu bólu

kręgosłupa, ale przede wszystkim w zwalczaniu osłabień funkcjonalnych u kobiet i mężczyzn powyżej 60 roku życia. Dlatego, została podjęta próba porównania wyników rehabilitacji pacjentów z kręgozmykiem I° lub II°, w dwóch grupach leczonych różnymi, głównymi metodami fizjoterapeutycznymi w wybranej placówce NFZ.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

Badaniami zostało objętych 60 pacjentów, kobiet i mężczyzn w wieku podeszłym 60÷75 lat, zgodnie z definicją WHO. Ostatecznie badania i proces rehabilitacji ukończyło 58 pacjentów, w tym 33 kobiety i 25 mężczyzn. Pacjenci biorący udział w badaniach spełniali warunki choroby: kręgozmyk zwyrodnieniowy lub kręgozmyk cieśniowy z kręgoszczeliną, I° lub II°, oznaczonego symbolem M43.1, zgodnie z Międzynarodową Klasyfikacją Chorób i Problemów Zdrowotnych (*International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems ICD 10*).

Pacjenci spełniający kryteria włączenia do badań zostali losowo podzieleni na dwie grupy G1 i G2. Losowanie polegało na wybieraniu zaklejonych kopert z numerami pacjentów i przydzielaniu ich do grupy leczonych G1 lub G2. Losowanie przeprowadził lekarz nadzorujący badania z ramienia Przychodni.

W grupie G1 były osoby leczone według przyjętego programu rehabilitacji, z zastosowaniem fizykoterapii. W grupie G2 były osoby leczone według tego samego co grupa G1 programu rehabilitacyjnego, ale zamiast zabiegów fizykoterapeutycznych, została zastosowana terapia mięśniowo-powięziowa punktów spustowych.

Kryteria włączenia do badań:

- na podstawie badań radiologicznych stwierdzono kręgozmyk I° lub II° (M43.1),
- brak objawów neurologicznych,
- nasilenie bólu w sposób tolerowany.

Kryteria wyłączenia z badań:

- padaczka,
- złamania kręgow,
- przebyta operacja kręgosłupa,
- zawroty głowy,
- choroby narządów wewnętrznych, pacjenci leczeni specjalistycznie,
- choroby sercowo-naczyniowe i płucne,
- zaburzenia układu przedsionkowego,
- nowotwory,
- guzy kanału kręgowego,
- endoprotezoplastyka stawu biodrowego, stawu kolanowego lub stopy,
- zaawansowana choroba zwyrodnieniowa stawów biodrowych,
- osteoporoza,
- skolioza, duże deformacje kręgosłupa,
- ostry stan zapalny krążka międzykręgowego,

- rwa kulszowa,
- masywna przepuklina krążka międzykręgowego wymagająca leczenia operacyjnego,
- zeszywniające zapalenie stawów,
- stosowanie ortez po zabiegach lub podczas ćwiczeń lędźwiowo-brzusznym pół roku przed udziałem w niniejszych badaniach.

Uzyskano zgodę Senackiej Komisji Etyki Badań Naukowych Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie na przeprowadzenie badań (SKE 01-47/2021) oraz każdorazowo pisemną deklarację uczestnika badania, wyrażającą chęć udziału w badaniach.

2.2. Metody badań

Zabiegi fizjoterapeutyczne oraz badania funkcjonalne pacjentów zostały przeprowadzone w Samodzielnym Zespole Publicznych Zakładów Lecznictwa Otwartego Warszawa Praga-Północ ul. Jagiellońska 34 w Warszawie.

Badania równowagi, pomiary siły tułowia zostały przeprowadzone trzykrotnie: w przeddzień turnusu rehabilitacyjnego, w następnym dniu po zakończeniu turnusu oraz 6 tygodni po zakończeniu turnusu.

Pomiary stabilograficzne zostały wykonane na platformie dynamometrycznej 4P firmy „JBA Staniak”, z oprogramowaniem firmowym do pomiarów stabilograficznych. U każdej badanej osoby, stojącej boso na platformie, wykonywano test obejmujący dwie 30 – sekundowe rejestracje drogi środka parcia stóp na podłoże TL [mm] (*Trace Length*), podczas stania na platformie stabilograficznej, w pozycjach: na dwóch KKD z oczami otwartymi i zamkniętymi.



Ryc. 1 Badanie na platformie stabilograficznej JBA Staniak, podczas stania obunóż z oczami otwartymi lub zamkniętymi (opracowanie własne).

Pomiary momentów siły mięśni (M_m [Nm]) podczas zginania i prostowania tułowia zostały wykonane na stanowisku TBK3-P firmy „JBA Staniak”, zgodnie z zasadami pomiarów w warunkach izometrycznych. Mierzono momenty siły mięśni zginających i prostujących tułów w pozycji siedzącej. Podczas pomiarów badany wykonywał trzy

napięcia mięśni z maksymalną siłą w pozycji ustabilizowanej. Każde napięcie mięśni trwało około 3 sekund po czym następowała 30 sekundowa przerwa.



Ryc. 2 Sposób pomiaru momentu siły podczas prostowania tułowia w warunkach statyki, a– widok z boku, b– widok z przodu (opracowanie własne).



Ryc. 3 Sposób pomiaru momentu siły podczas zginania tułowia w warunkach statyki, a– widok z przodu, b– widok z boku (opracowanie własne).

3. Wyniki

Średnia wyników prób stabilograficznych podczas stania obunóż z oczami otwartymi w grupie G1, wynosiła, w 1 etapie: 334 ± 76 mm i w skali 6-cio pkt. 1,8 pkt.; w 2 etapie: 329 ± 56 mm i w skali 6-cio pkt. 1,9 pkt.; oraz w 3 etapie: 359 ± 46 mm i w skali 6-cio pkt. 1,5 pkt.; oraz w grupie G2, w 1 etapie: 340 ± 83 mm i w skali 6-cio pkt. 1,7 pkt.; w 2 etapie: 331 ± 55 mm i w skali 6-cio pkt. 1,7 pkt.; oraz w 3: etapie 327 ± 55 mm i w skali 6-cio pkt. 1,8 pkt.

Średnia wyników prób stabilograficznych w staniu obunóż z oczami zamkniętymi w grupie G1 wynosiła, w 1 etapie: 407 ± 118 mm i w skali 6-cio pkt. 1,6 pkt.; w 2 etapie: 401 ± 93 mm i w skali 6-cio pkt. 1,6 pkt.; oraz w 3 etapie: 411 ± 57 mm i w skali 6-cio pkt. 1,5 pkt.; natomiast w grupie G2, w 1 etapie: 474 ± 147 mm i w skali 6-cio pkt. 1,3 pkt.;

w 2 etapie: 421 ± 90 mm i w skali 6-cio pkt. 1,4 pkt.; oraz w 3 etapie: 429 ± 99 mm i w skali 6-cio pkt. 1,5 pkt.

Dokonując oceny wyników prób stabilograficznych wszystkich pacjentów podczas stania obunóż z oczami otwartymi nie stwierdzono istotnych zmian w kolejnych etapach badania - zaobserwowane różnice były nieistotne. Podobnie było zarówno w przypadku osób, u których zastosowana była fizykoterapia (G1), jak i u osób, u których wykonywano terapię mięśniowo-powięziową (G2). Wyniki grupy G1 i G2 nie różniły się od siebie w sposób istotny statystycznie na żadnym z etapów badań. Obie grupy uzyskały zbliżone wyniki zarówno podczas pomiaru dokonanego przed rozpoczęciem rehabilitacji, jak i dzień po zakończeniu turnusu oraz w 6 tygodni po odbyciu leczenia.

Wyniki prób stabilograficznych podczas stania obunóż z oczami zamkniętymi nie zmieniły się w sposób istotny, na skutek rehabilitacji, niezależnie od rodzaju zastosowanej terapii. Pomiędzy pomiarami dokonanymi u wszystkich pacjentów przed rozpoczęciem leczenia, po jego zakończeniu oraz 6 tygodni po skończeniu turnusu nie wystąpiły różnice istotne statystycznie. Analogicznie było w grupie G1, w której wykonano fizykoterapię oraz w grupie G2, w której zastosowano terapię mięśniowo-powięziową. Istotnych statystycznie różnic nie odnotowano porównując wyniki obu grup w poszczególnych etapach badań. Pacjenci z grupy G1 uzyskali w badaniach stabilograficznych wyniki zbliżone do wyników pacjentów z grupy G2 zarówno w 1, jak i 2 oraz 3 etapie badań.

Dla bezwzględnych momentów siły zginania tułowia średnie wyniki w grupie G1 wynosiły 129 ± 24 Nm w etapie 1, 135 ± 24 Nm w etapie 2 i 155 ± 33 Nm w etapie 3.

W przypadku względnych momentów siły przed rozpoczęciem leczenia średnia w grupie G1 wyniosła $1,6 \pm 0,2$ Nm/kg, po 4 tygodniach rehabilitacji $1,7 \pm 0,2$ Nm/kg, a po 6 tygodniach od jej zakończenia $1,9 \pm 0,3$ Nm/kg.

Wyniki bezwzględnych momentów siły zginania tułowia dla grupy G2 były następujące: 99 ± 41 Nm w etapie 1, 110 ± 39 Nm w etapie 2 i 120 ± 35 Nm w etapie 3.

Wyniki pomiarów względnych momentów siły zginania tułowia w grupie G2 wynosiły: $1,2 \pm 0,5$ Nm/kg w etapie 1, $1,4 \pm 0,5$ Nm/kg w 2 etapie i $1,6 \pm 0,5$ Nm/kg w 3 etapie.

Średnie wyniki pomiarów bezwzględnych momentów siły prostowania tułowia w grupie G1 wynosiły średnio 288 ± 72 Nm w etapie 1, 319 ± 73 Nm w etapie 2 i 343 ± 74 Nm w etapie 3.

W przypadku sił względnych średnia w grupie G1, w 1 etapie wynosiła $3,6 \pm 0,7$ Nm/kg, w 2 etapie $4 \pm 0,7$ Nm/kg, a w 3 etapie $4,4 \pm 0,7$ Nm/kg.

W grupie G2 wyniki momentów bezwzględnych prostowania tułowia wynosiły 213 ± 100 Nm w etapie 1, 251 ± 96 Nm w etapie 2 i 252 ± 92 Nm w etapie 3.

Wyniki względnych momentów siły prostowania tułowia wynosiły w grupie G2 $2,7 \pm 1,2$ Nm/kg dla pomiaru początkowego, $3,2 \pm 1,2$ Nm/kg dzień po zakończeniu rehabilitacji i $3,3 \pm 1,3$ Nm/kg w 6 tygodni od zakończeniu turnusu.

Wyniki pomiarów bezwzględnego momentu siły mięśni tułowia podczas zginania, osób z obu grup poprawiły się po turnusie rehabilitacyjnym. Dokonując porównania wyników uzyskanych przed rozpoczęciem turnusu rehabilitacyjnego oraz po jego

zakończeniu. Stwierdzono, że pacjenci uzyskali istotnie lepsze wyniki bezwzględnych momentów siły podczas zginania tułowia. Istotne statystycznie różnice zostały zaobserwowane pomiędzy wynikami uzyskanymi 6 tygodni po zakończeniu turnusu w porównaniu do tych z etapu 2, jak i etapu 1. Pacjenci najwyższy wynik momentu siły zginania tułowia uzyskali w 3 pomiarze. Pomiedzy wynikami w grupie G1 oraz G2 nie wykazano istotnych statystycznie różnic na żadnym etapie badań. Pacjenci, u których wykonywana była fizykoterapia, w każdym etapie uzyskali podobne wyniki do pacjentów, u których zastosowano terapię mięśniowo-powięziową.

W przypadku pomiarów momentu bezwzględnego siły mięśni podczas prostowania tułowia, wyniki poprawiły się bezpośrednio po zakończeniu turnusu rehabilitacyjnego. Stwierdzono, że pacjenci niezależnie od grupy G1 czy G2 uzyskali lepsze wyniki w dzień po zakończeniu turnusu rehabilitacyjnego, w porównaniu do pomiaru wykonywanego przed rozpoczęciem leczenia. Różnica ta była istotna statystycznie ($p < 0,05$). Nie zaobserwowano dalszej poprawy - wyników momentów siły prostowania tułowia bezpośrednio po zakończeniu rehabilitacji i po 6 tygodniach od jej zakończenia. Różnica istotna statystycznie wystąpiła pomiędzy 1 a 3 etapem badania i 6 tygodni po zakończeniu leczenia. Bezwzględny moment siły podczas prostowania tułowia, w 3 etapie był większy niż przed rozpoczęciem rehabilitacji. Pomiedzy pacjentami z grupy G1 i G2 nie wystąpiły istotne statystycznie różnice na żadnym etapie badania. Pacjenci, u których wykonywana była fizjoterapia uzyskali podobne wyniki momentów siły podczas prostowania tułowia do pacjentów, u których wykonywana była terapia mięśniowo-powięziowa na każdym z etapów badan..

U pacjentów po leczeniu zachowawczym, według przyjętych programów fizjoterapii, zarówno w grupie G1, jak i w grupie G2 istotnej zmianie uległy średnie wartości względnej siły mięśni podczas zginania tułowia. Bez względu na zastosowaną terapię najniższe wyniki zaobserwowane zostały w 1 etapie badań, istotnie wyższe bezpośrednio po zakończeniu turnusu rehabilitacyjnego, a najwyższe 6 tygodni po zakończeniu leczenia. Zwiększenie względnej siły zginania tułowia zaobserwowano zarówno na 2 jak i 3 etapie badania. Pacjencie w grupie G1 uzyskali w tym zakresie zbliżone wyniki do pacjentów w grupie G2 przed rozpoczęciem turnusu rehabilitacyjnego, dzień po jego zakończeniu oraz 6 tygodni po jego zakończeniu.

Względna siła mięśniowa podczas prostowania tułowia uległa poprawie - zwiększeniu po zakończeniu rehabilitacji. U wszystkich pacjentów, niezależnie od rodzaju zastosowanej terapii, wyniki uzyskane po zakończeniu leczenia były wyższe niż wyniki przed rozpoczęciem rehabilitacji. Różnica ta była istotna statystycznie. Dokonując porównania wyników uzyskanych po 6 tygodniach od zakończenia leczenia i wyników bezpośrednio po zakończeniu rehabilitacji nie zaobserwowano istotnej statystycznie różnicy. Względny moment siły prostowania tułowia pozostał na podobnym poziomie w 2 i 3 etapie badania. Pomiedzy badanymi z grupy G1 i G2 nie odnotowano istotnych statystycznie różnic wyników na każdym etapie badań. Poziom względny momentu siły prostowania tułowia pacjentów, u których wykonana była fizykoterapia (G1) był niemal identyczny jak u osób, u których wykonana była terapia mięśniowo-powięziowa zarówno

(G2) przed rozpoczęciem leczenia, po jego zakończeniu i po 6 tygodniach od zakończenia turnusu.

4. Dyskusja

Zastosowane, w pracy eksperymenty polegały na ocenie skuteczności leczenia pacjentów z kręgozmykiem I° lub II° po zastosowaniu dwóch 4-tygodniowych programów rehabilitacji, obejmujących, znane i powszechnie rekomendowane metody terapeutyczne, szeroko stosowane w leczeniu dolegliwości bólowych kręgosłupa.

Za główny cel praktyczny dysertacji przyjęto określenie poziomu sprawności funkcjonalnej pacjentów z kręgozmykiem I° lub II°, podczas utrzymywania równowagi w postawie stojącej i siły tułowia podczas zginania i prostowania w warunkach statyki. Ocenie poddano poziom sprawności mechanizmu utrzymywania równowagi, jak również siły zginaczy i prostowników tułowia po udziale w 4-tygodniowym programie rehabilitacji pacjentów z kręgozmykiem I° lub II° realizowanym w wybranej przychodni NFZ.

Eksperymentalnie wykazano, że obydwa zastosowane programy terapii okazały się być skutecznymi sposobami leczenia pacjentów z objawowym bólem krzyża, spowodowanym kręgozmykiem, w zakresie poprawy siły mięśni tułowia. Zastosowane metody nie wpłynęły na poprawę koordynacji, ocenianej za pomocą stabilografii.

W badaniach własnych posłużono się skalą 6-cio pkt., dającą informacje o wartości oceny stabilograficznej w postaci punktowej, z jednoczesną informacją o frakcji odpowiadającej tej ocenie w zdrowej populacji. Wychowański i wsp. [2011] zbadał studentów AWF w Warszawie na platformie dynamometrycznej, 135 zdrowych kobiet i 148 zdrowych mężczyzn. Na tej podstawie przyjął przedziały klasyfikacji wyników drogi (TL) środka parcia stóp na podłoże dla pacjentów w zależności od wysokości ciała. Nie stwierdził różnic wyników obu płci, masy oraz strony ciała. W 6-cio pkt. skali średni wynik oceny stabilograficznej dla każdej z badanych funkcji, w grupie osób zdrowych wynosi 3,5 punktu, czyli jest to wynik średni w zdrowej, młodej populacji w przedziale wiekowym 19÷30 lat. Uzyskane podczas badań wartości długości ścieżki parcia stóp na podłoże (TL) porównano z odpowiednimi wartościami normatywnymi w postaci 6-cio punktowej skali [Watters i wsp. 2009, Wang i Huang 2022]. W badaniu równowagi na nieruchomej platformie stabilograficznej w próbach stania obunóż z oczami otwartymi i zamkniętymi zaobserwowano, że zarówno pacjenci w grupie G1 i G2 utrzymywali równowagę na poziomie miernym ocena 2 lub niedostatecznym ocena 1, w porównaniu ze zdrową populacją. Dokonując porównania między grupami G1 i G2, stwierdzono istotną statystycznie różnicę ($p < 0,001$), jedynie dla oceny utrzymania równowagi podczas stania obunóż z oczami otwartymi w etapie 3. Średnia ocen zdolności koordynacyjnych u osób, u których zastosowano fizykoterapię, grupa G1 była niższa ($1,5 \pm 0,5$ pkt.) niż u osób, u których przeprowadzona była terapia mięśniowo-powięziowa ($1,8 \pm 0,6$ pkt.), grupa G2. W pozostałych przypadkach nie zaobserwowano istotnych statystycznie różnic między grupami. Biorąc pod uwagę oceny stabilograficzne w 6-cio pkt. skali stwierdzono, że zarówno badane kobiety, jak i mężczyźni będący w wieku powyżej 60 lat mieli

niedostateczne i mierne oceny zdolności koordynacyjnych podczas utrzymywania pionowej postawy ciała. Zaobserwowane różnice w ocenie zdolności koordynacyjnych, uzyskane w 3 etapie badań, można wytłumaczyć, wpływem technik mięśniowo-powięziowych. Terapia w grupie G2 była nieznacznie skuteczniejsza w treningu stabilności postawy, to znaczy, że mogła przyczynić się do poprawy czucia głębokiego, tym samym doprowadzając do uzyskania nieco lepszej koordynacji ruchowej. Pacjenci w grupie G2 po zastosowanej terapii czuli się pewniej podczas utrzymywania pionowej postawy ciała z oczami otwartymi. Jednak, na to stwierdzenie, nie ma poparcia w literaturze przedmiotu. Wydaje się, że po zakończeniu cztero-tygodniowego turnusu rehabilitacyjnego istnieje konieczność kontynuowania dalszej specjalistycznej terapii funkcjonalnej, z wyraźnym uwzględnieniem ćwiczeń koordynacyjnych, w dłuższej perspektywie czasu. Istnieje mocne uzasadnienie, aby w przyszłości opracować programy rehabilitacji, kładące duży nacisk na pracę nad doskonaleniem koordynacji ruchowej u osób starszych z kręgozmykiem.

Oprócz treningu koordynacji ruchowej, w niniejszym eksperymencie pacjenci trenowali siłę ze szczególnym uwzględnieniem siły zginaczy i prostowników tułowia. Siła mięśni tułowia jest wymagana do wszystkich ruchów ciała i kontroli postawy, a zatem jest ważną częścią ogólnego codziennego funkcjonowania [Ilves i wsp. 2019]. Zarówno zginanie, jak i prostowanie tułowia jest obecne w codziennych czynnościach, takich jak chodzenie, siadanie, lub wstawanie [Roldan-Jimenez i wsp. 2015].

W literaturze przedmiotu brak doniesień o bezpośrednim wpływie zastosowanych metod fizjoterapeutycznych na siłę mięśni tułowia, mierzonej w warunkach statyki, u pacjentów z kręgozmykiem. Aktualnie, trudno znaleźć, w dostępnej literaturze, raporty dotyczące efektywności treningu siły mięśni u pacjentów z kręgozmykiem. Opracowany i zrealizowany, w niniejszej pracy eksperyment jest jednym z nielicznych, dostępnych w literaturze opisów badań zajmujących się oceną sprawności funkcjonalnej pacjentów, powyżej 60 roku życia, z kręgozmykiem. Jednymi z nielicznych autorów, którzy dokonali oceny skuteczności treningu siły mięśni tułowia w warunkach statyki, byli Ilves i współ. [2019]. Autorzy przeprowadzili badania na 197 pacjentach i ocenili zmiany siły mięśni tułowia po 12 miesiącach po zespoleniu kręgosłupa lędźwiowego w porównaniu z siłą 86 przedoperacyjną. Ilves i współ. [2019] mierzyli maksymalną siłę w izometrii zginaczy i prostowników tułowia za pomocą dynamometru tensometrycznego. Pooperacyjnie, wśród badanych znacznie zmniejszyła się intensywność bólu, co warunkowało osiągnięciem przez tych pacjentów lepszych wyników, zarówno podczas testów wyprost, jak i zgięcia tułowia. Należy jednak wyraźnie podkreślić, iż autorzy nie badali wpływu wybranych metod fizjoterapeutycznych na siłę zginaczy i prostowników tułowia. Ponadto opisana metoda sposobu pomiaru siły, budzi istotne wątpliwości, co do jakości metrologicznej tego typu pomiaru, dlatego trudno było odnieść wyniki własnych pomiarów do opublikowanych w pracy powyższych autorów.

Piśmiennictwo

- [1] ALSUFUFIANY, M. B., LOHMAN, E. B., DAHER, N. S. (2020) *Non-specific chronic low back pain and physical activity: A comparison of postural control and hip muscle isometric strength*. *Medicine*, 99(5), e18544. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000018544>
- [2] AMBEGAONKAR JP, M. L. C. S. (2014) *Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes*. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 9, 604–616
- [3] BARBADO, D., LOPEZ-VALENCIANO, A., JUAN-RECIO, C., MONTERO-CARRETERO, C., VAN DIEËN, J. H., VERA-GARCIA, F. J. (2016). *Trunk Stability, Trunk Strength and Sport Performance Level in Judo*. *PLOS ONE*, 11(5), e0162962. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156267>
- [4] BARTOCHOWSKI Ł. (2011) *Skuteczność leczenia operacyjnego kręgozmyku przy użyciu instrumentarium przemasadowego* (Rozprawa doktorska, Uniwersytet Medyczny im. Marcinkowskiego). Repozytorium Uniwersytetu Medycznego im. Marcinkowskiego.
- [5] BAYRAMOĞLU, M., AKMAN, M. N., KLNÇ, Ş., ÇETIN, N., YAVUZ, N., & ÖZKER, R. (2001) *Isokinetic Measurement of Trunk Muscle Strength in Women with Chronic Low-Back Pain*. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(9), 650-5. <https://doi.org/10.1097/00002060-200109000-00004>
- [6] CRAWFORD, N. R., ÇAGLI, S., SONNTAG, V. K. H., & DICKMAN, C. A. (2001) *Biomechanics of Grade I degenerative lumbar spondylolisthesis*. Part 1: In vitro model. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 94(1), 45–50. <https://doi.org/10.3171/spi.2001.94.1.0045>
- [7] FIDELUS K., SKORUPSKI L. (1970) *Wielkości momentów sił mięśniowych w poszczególnych stawach u zawodników różnych dyscyplin sportu*. w Fidelus K. (red). *Symposium Teorii Techniki Sportowej 1968*, Sport i Turystyka, Warszawa.
- [8] ILVES, O. E., NEVA, M. H., HÄKKINEN, K., DEKKER, J., KRAEMER, W. J., TARNANEN, S., KYRÖLÄ, K., YLINEN, J., PIITULAINEN, K., JÄRVENPÄÄ, S., KAISTILA, T., & HÄKKINEN, A. (2019) *Trunk Muscle Strength After Lumbar Spine Fusion: A 12-Month Follow-up*. *Neurospine*, 16(2), 332–338. <https://doi.org/10.14245/ns.1836136.068>
- [9] KAHLER, N., & TEVALD, M. A. (2014) *Core Muscle Strengthening's Improvement of Balance Performance in Community-Dwelling Older Adults: A Pilot Study*. *Journal of Aging and Physical Activity*, 22(1), 65-73. <https://doi.org/10.1123/japa.2012-0132>
- [10] KALICHMAN, L., & HUNTER, D. J. (2008) *Diagnosis and conservative management of degenerative lumbar spondylolisthesis*. *European Spine Journal*, 17(3), 327-335. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0543-3>
- [11] LAUGHTON, C. A., SLAVIN, M., KATDARE, K., NOLAN, L., BEAN, J. F., KERRIGAN, D. C., PHILLIPS, E., LIPSITZ, L. A., & COLLINS, J. J. (2003) *Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment*. *Gait & Posture*, 18(2), 101-8. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00200-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00200-X)
- [12] LURIE, J., & TOMKINS-LANE, C. (2016) *Management of lumbar spinal stenosis*. *BMJ*, 352, h6234. <https://doi.org/10.1136/bmj.h6234>
- [13] MATZ, P. G., MEAGHER, R. J., LAMER, T., TONTZ, W. L., ANNASWAMY, T. M., CASSIDY, R. C., CHO, C. H., DOUGHERTY, P., EASA, J. E., ENIX, D. E., GUNNOE, B. A., JALLO, J., JULIEN, T. D., MASERATI, M. B., NUCCI, R. C., O'TOOLE, J. E., ROSOŁOWSKI, K., SEMBRANO, J. N., VILLAVICENCIO, A. T., & WITT, J.-P. (2016) *Guideline summary review: an evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of degenerative lumbar spondylolisthesis*. *The Spine Journal*, 16(3), 439-48. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2015.11.05>

- [14] MIAO, J., WANG, S., WAN, Z., PARK, W. M., XIA, Q., WOOD, K., & LI, G. (2013) *Motion characteristics of the vertebral segments with lumbar degenerative spondylolisthesis in elderly patients*. *European Spine Journal*, 22(2), 425–431. <https://doi.org/10.1007/s00586-012-2428-3>
- [15] PAILLARD, T., & NOÉ, F. (2015) *Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects*. *BioMed Research International*, 2015, 891390. <https://doi.org/10.1155/2015/891390>
- [16] ROLDÁN-JIMÉNEZ, C., BENNETT, P., & CUESTA-VARGAS, A. I. (2015) *Muscular Activity and Fatigue in Lower-Limb and Trunk Muscles during Different Sit-To-Stand Tests*. *PLOS ONE*, 10(10), e0141675. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141675>
- [17] STRAND, S. L., HJELM, J., SHOEPE, T. C., & FAJARDO, M. A. (2014) *Norms for an Isometric Muscle Endurance Test*. *Journal of Human Kinetics*, 40(1), 93–102. <https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0011>
- [18] VAN MASTRIGT, G. A. P. G., HILIGSMANN, M., ARTS, J. J. C., BROOS, P. H., KLEIJNEN, J., EVERS, S. M. A. A., & MAJOIE, M. H. J. M. (2016) *How to prepare a systematic review of economic evaluations for informing evidence-based healthcare decisions: a five-step approach (part 1/3)*. *Expert Review of Pharmacoeconomics & Outcomes Research*, 16(6), 689–704. <https://doi.org/10.1080/14737167.2016.1246960>
- [19] WANG, Y. X. J., KÁPLÁR, Z., DENG, M., & LEUNG, J. C. S. (2017) *Lumbar degenerative spondylolisthesis epidemiology: A systematic review with a focus on gender-specific and age-specific prevalence*. *Journal of Orthopaedic Translation*, 11, 39–52. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2016.11.001>
- [20] WANG, Y., & HUANG, K. (2022) *Research progress of diagnosing methodology for lumbar segmental instability*. *Medicine*, 101(1), e28534. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000028534>
- [21] WATTERS, W. C., BONO, C. M., GILBERT, T. J., KREINER, D. S., MAZANEC, D. J., SHAFFER, W. O., BAISDEN, J., EASA, J. E., FERNAND, R., GHISELLI, G., HEGGENESS, M. H., MENDEL, R. C., O'NEILL, C., REITMAN, C. A., RESNICK, D. K., SUMMERS, J. T., TIMMONS, R. B., & TOTON, J. F. (2009) *An evidence-based clinical guideline for the diagnosis and treatment of degenerative lumbar spondylolisthesis*. *The Spine Journal*, 9(3), 240–257. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2009.03.016>
- [22] WYCHOWAŃSKI M. (2008). *Wybrane metody oceny dynamiki układu ruchu człowieka*. Warszawa: Wydawnictwo AWF.
- [23] WYCHOWAŃSKI, M., SŁUGOCKI, G., ORZECZOWSKI, G., GAJEWSKI, A., STANIAK, Z., WIT, A. (2015) *Wartości referencyjne do oceny funkcjonalnej człowieka*. W: *Inżynieria biomedyczna: podstawy i zastosowania*, t. 3, Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna. Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 443–459.

Symetria momentów sił mięśniowych kończyny górnej studentów kierunku esport

The symmetry of the upper limb muscle torques in esports students

J. SACHARUK

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Wychowania Fizycznego i Zdrowia, Zakład Sportów Walki, e-mail: jaroslaw.sacharuk@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: esport, siła, symetria

1. Wstęp

Esport to bardzo szybko rozwijająca się branża. Podaje się, że świecie aż 80% ludzi w przedziale wiekowym od 16 do 64 roku życia gra w gry wideo. W 2022 roku światowy rynek gier jako całość wygeneruje 196,8 mld, co oznacza wzrost rok do roku o 2,1%. Szacuje się, że liczba graczy z 2,9 miliarda w 2020 roku wzrośnie do 3,5 miliarda w 2025 roku [Wijman 2022]. Według koncepcji Kraam-Aulenbach za główne kompetencje pozyskiwane dzięki grom cyfrowym uznaje się zdolność do rozwiązywania problemów, zdolności indukcyjne, wyobraźnię przestrzenną, koordynację wzrokowo- ruchową i kompetencje społeczne [Kraam-Aulenbach 1999]. Potrzebne jest także dostosowanie do specyficznych warunków percepcyjnych i sensomotorycznych wirtualnego świata. Gra jest kontrolowana przez określone działania sensomotoryczne na interfejsach i czujnikach, takie jak interakcje ręka - mysz, palec - klawiatura lub ręka - joystick, a także interakcje ciało – kamera lub interakcje ciało-siła-platforma [Hebbel-Seeger 2012].

W esporcie z jednej strony do kontrolowania gry wymagane są szybkie ruchy, z drugiej strony zawody mogą trwać wiele godzin. W związku z tym wymagana jest lokalna wytrzymałość beztlenowa w palcach, dłoniach i ramionach, a także ogólna wytrzymałość tlenowa. Zdolności siłowe nie wydają się odgrywać ważnej roli w esporcie. Jednak maksymalna siła jest ważnym wyznacznikiem szybkości. Dlatego ten specyficzny podtyp siły może pośrednio przyczyniać się do wydajności gry. Ponadto do kontroli postawy ciała wymagana jest wytrzymałość siłowa mięśni tułowia [Nogorsky i Wiemeyer 2020] ponieważ zawodnicy rywalizujący w esporcie deklarują ok. 29 godzin gry tygodniowo. Wśród ankietowo grupy 1093 zawodników esportu 31,8% uważa, że sprawność fizyczna pozytywnie wpływa na uzyskiwane wyniki w esporcie, a 48,4% uważa ze lekko pozytywnie [Tholl i wsp. 2019].

Podobnie jak w przypadku tradycyjnych zajęć sportowych, udział w esporcie naraża graczy na mnóstwo zagrożeń związanych z układem kostno-mięśniowym, wzrokiem, neurologią, metabolizmem, psychologią i różnymi infekcjami. Zagrożenia napotykanne przez zawodników esportowych są podobne do zagrożeń występujących w wielu

środowiskach sportowych, rekreacyjnych czy w miejscu pracy. Należą do nich m.in. ból szyjny, klatki piersiowej, lędźwi, łokcia i barku. Osiąganie najlepszych wyników w wielkości gier, w które grają zawodnicy jest w dużym stopniu uzależnione od refleksu – szybkich, ale dokładnych kliknięć i ruchów myszką, które są mierzone w minutowych interwałach. Gracze osiągają do 500 akcji na minutę, które mogą być wykonywane w serii lub powtarzalne przez wiele godzin. Dlatego też profesjonalni gracze (ponad 30% graczy) już na uczelniach zgłaszają dolegliwości na bóle dłoni, nadgarstka i łokci (np. zapalenia ścięgna, zespół de Quervaina) [Emark i wsp. 2020].

Esport stał się również nową przestrzenią do przeprowadzania badań naukowych zarówno ilościowych jak i jakościowych. Prowadzone były dotychczas między innymi badania odnośnie motywacji [Bruhlmann i wsp. 2020] cech osobowości zawodników [Matuszewski i wsp. 2020] jak również zdolności koncentracji i kontroli wykonawczej [Xianglaim i wsp. 2020]. Naukowcy potwierdzili również wpływ czasu 5 do 10 godzin dziennie w gry wideo na koordynację ręka - oko [Li i wsp. 2016], jak również na percepcje przestrzenną i czas reakcji [Langer i Bremberg 2005]. Celem naszych badań była ocena maksymalnych momentów sił mięśniowych w warunkach statyki zespołów zginaczy i prostowników działających na staw łokciowy i ramienny. Zgromadzone dane pozwolą na ocenę stosunku siły mięśni zginających i prostujących jak również na symetrię siły między kończyną prawą i lewą.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

Badania przeprowadzono w grupie 35 studentów kierunku e-sport, którzy zadeklarowali od 1 do 10 godzin dziennie w gry video najczęściej Counter-Strike oraz League of Legends. Średni czas poświęcany na gry wśród badanej grupy zawodników wyniósł 5 godz. dziennie. Dane antropometryczne badanych studentów zamieszczono w tabeli 1.

Tab. 1 Średni wiek, masa i wysokość ciała badanej grupy zawodników (n=35)

	Masa ciała [kg]	Wysokość ciała [cm]	Wiek [lata]
Średnia	78,29	181,85	21,35
SD	18,13	8,71	2,09

Badana grupa zawodników została podzielona ze względu na czas poświęcany na grę w trakcie dnia. Grupę 1 stanowili studenci (n=17) poświęcający powyżej 5 godzin dziennie na gry natomiast do grupy 2 przypisano studentów(n=18) którzy poświęcają mniej niż 5 godzin dziennie.

2.2. Metody badań

Momenty sił zginaczy i prostowników stawu łokciowego i ramiennego oceniano w warunkach izometrycznych na urządzeniach pomiarowych TBK3-P (JBE Staniak, Polska) (Ryc. 1 i Ryc. 2). Uczestnicy badań poinformowani zostali o celu i metodyce

przeprowadzonych pomiarów. Wszyscy studenci wyrazili zgodę na udział w badaniach. Przed rozpoczęciem pomiarów przeprowadzona została rozgrzewka.



Ryc. 1 Schemat stanowiska pomiarowego do oceny momentów sił mięśniowych stawu ramiennego.

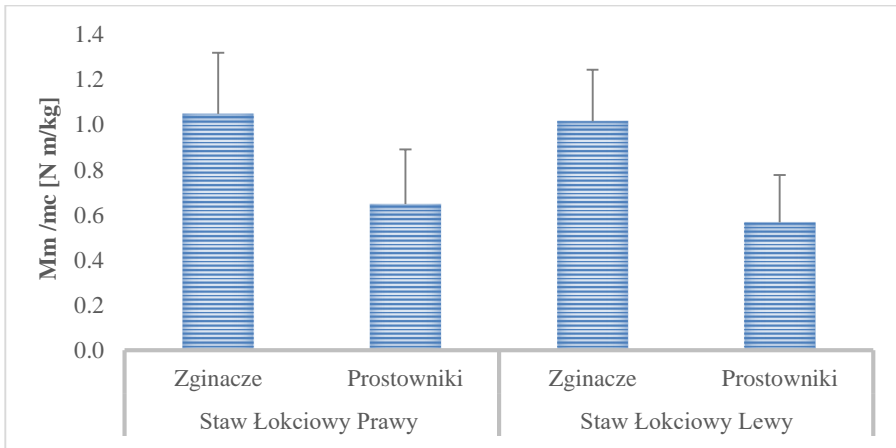


Ryc. 2 Schemat stanowiska pomiarowego do oceny momentów sił mięśniowych stawu łokciowego.

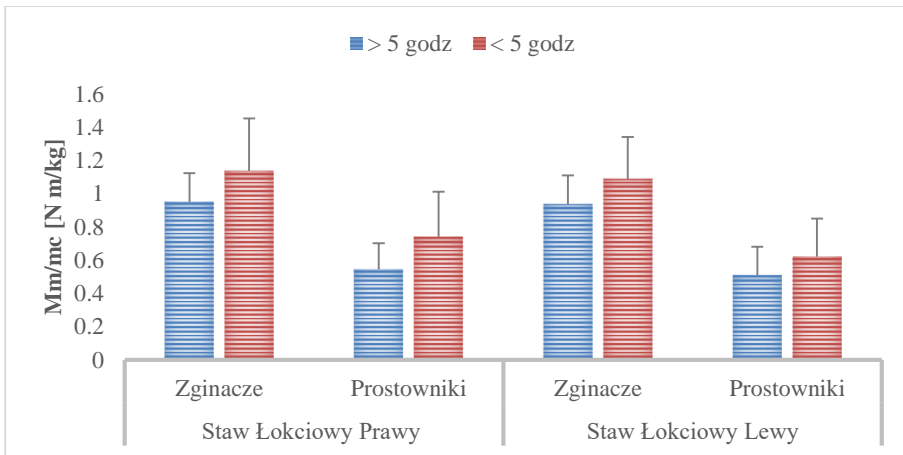
3. Wyniki

Analizę zgromadzonego materiału rozpoczęto od zaprezentowania średnich wartości względnych momentów sił mięśniowych stawu łokciowego badanej grupy 35 studentów kierunku e-sport (Ryc. 3).

Nie potwierdzono istotnych statystycznie różnic w uzyskiwanych wartościach maksymalnych momentów sił mięśniowych zginaczy i prostowników stawu łokciowego między kończyną prawą i lewą. Względne wartości momentów sił z podziałem na 2 grupy badanych zaprezentowano na rycinie 4.



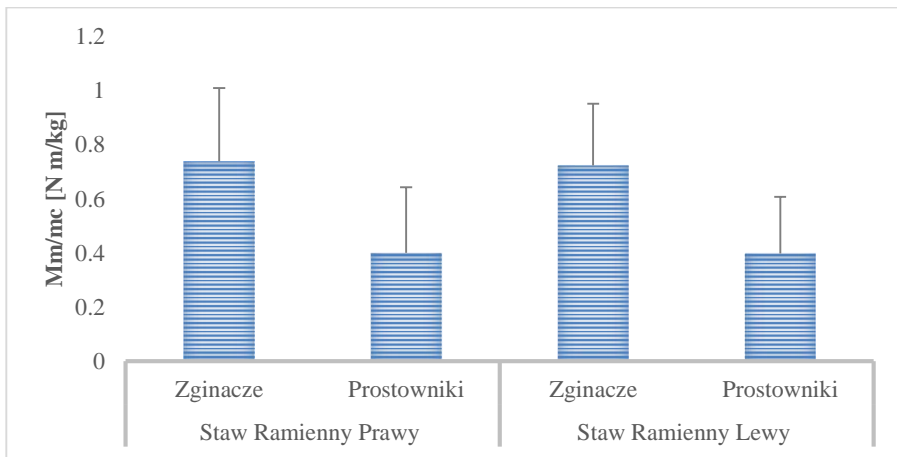
Ryc. 3 Średnie \pm SD wartości względnych momentów sił mięśniowych stawu łokciowego prawej i lewej kończyny badanej grupy studentów (n=35).



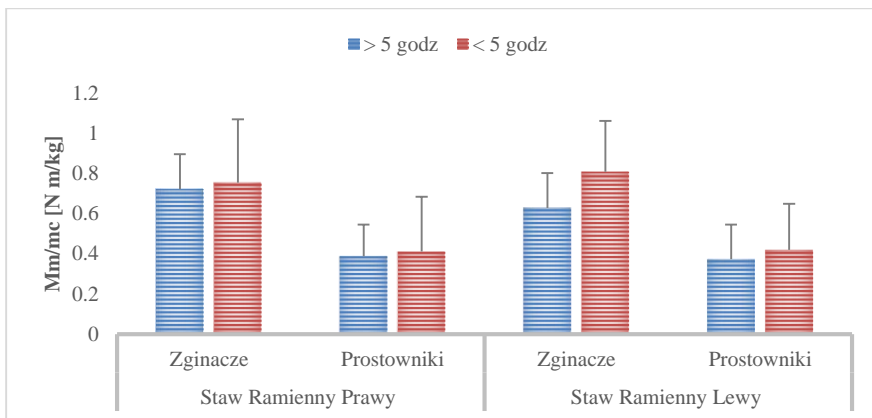
Ryc. 4 Średnie \pm SD wartości względnych momentów sił mięśniowych stawu łokciowego prawej i lewej kończyny badanej grupy 1 (kolor niebieski) i grupy 2 (kolor czerwony).

Wyższe wartości względnych momentów sił zginaczy i prostowników stawu ramiennego uzyskali badani poświęcający mniej niż 5 godz. dziennie na gry video. Potwierdzono istotne statystycznie różnice między grupami dla zginaczy ($p=0,019$) prostowników ($p=0,007$) prawej kończyny górnej jak również dla zginaczy lewego stawu łokciowego ($p=0,002$). Kolejnym etapem badań była analiza względnych wartości momentów sił mięśniowych stawu ramiennego (Ryc. 5).

Nie potwierdzono istotnych statystycznie różnic w uzyskiwanych wartościach maksymalnych momentów sił mięśniowych zginaczy i prostowników stawu ramiennego między kończyną prawą i lewą. Względne wartości momentów sił z podziałem na 2 grupy badanych zaprezentowano na rycinie 6.



Ryc. 5 Średnie \pm SD wartości względnych momentów sił mięśniowych stawu ramiennego prawej i lewej kończyny badanej grupy studentów (n=35).

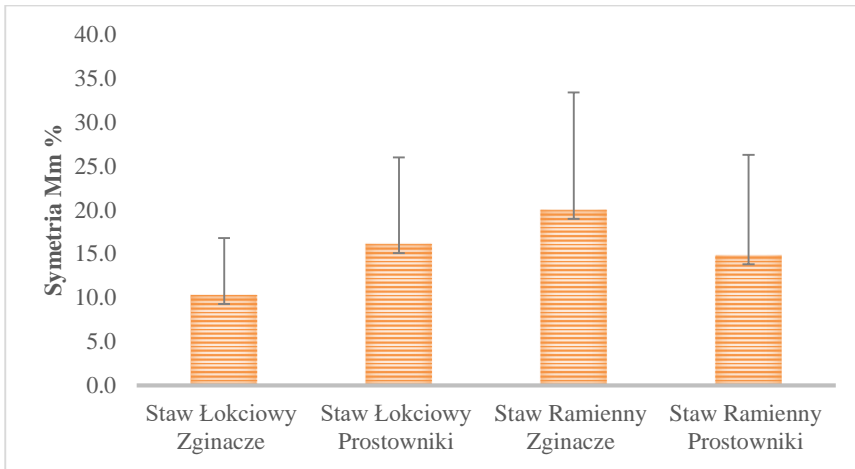


Ryc. 6 Średnie \pm SD wartości względnych momentów sił mięśniowych stawu ramiennego prawej i lewej kończyny badanej grupy 1 (kolor niebieski) i grupy 2 (kolor czerwony).

Wyższe wartości względnych momentów sił zginaczy i prostowników stawu ramiennego uzyskali badani poświęcający mniej niż 5 godz. dziennie na gry video. Potwierdzono istotne statystycznie różnice w wartościach dla lewego stawu ramiennego w grupie zginaczy ($p=0,024$) i prostowników ($p=0,08$).

Kolejnym etapem analiz była ocena symetrii maksymalnych momentów sił mięśniowych zginaczy prostowników stawu łokciowego i ramiennego kończyny prawej i lewej (Ryc. 7).

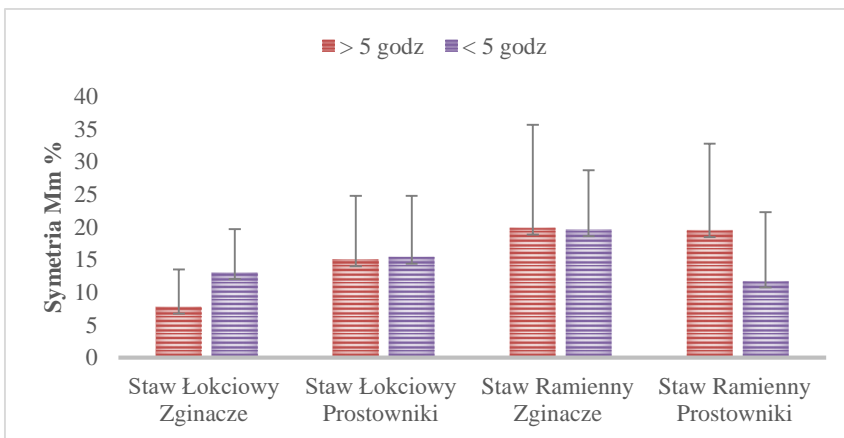
Średnia wartość symetrii momentów sił dla zginaczy stawu łokciowego wyniosła 10,3%. Wśród badanej grupy zawodników, trzech wykazało symetrię powyżej 20%. W przypadku prostowników stawu łokciowego średnia wartość symetrii wyniosła 16,1% natomiast 12 studentów uzyskało symetrię powyżej 20%, a najwyższa wartość to 34,9%.



Ryc. 7 Średnie \pm SD wartości symetrii momentów sił mięśniowych stawu łokciowego i ramiennego kończyny prawej i lewej badanej grupy studentów ($n=35$).

W zespole zginaczy stawu ramiennego średnia wartość symetrii wyniosła 20% natomiast 16 studentów uzyskało symetrię powyżej 20%, a najwyższa wartość to 45,9%. W przypadku prostowników stawu ramiennego średnia wartość symetrii wyniosła 14,8 % natomiast 12 studentów uzyskało symetrię powyżej 20%, a najwyższa wartość to 40,9%.

Średnie wartości symetrii z podziałem na grupę w zależności od czasu gry w trakcie dnia zaprezentowano na rycinie 8.



Ryc. 8 Średnie \pm SD wartości symetrii momentów sił mięśniowych stawu łokciowego i ramiennego kończyny prawej i lewej badanej grupy 1 (kolor czerwony) i grupy 2 (kolor fioletowy).

Istotne wyższe wartości symetrii potwierdzono między grupami dla zginaczy stawu łokciowego ($p=0,009$) zawodnicy grający do 5 godzin dziennie uzyskali wartości o 5% wyższe niż zawodnicy grający powyżej 5 godzin dziennie. W zespole prostowników

stawu ramiennego zawodnicy grający powyżej 5 godzin dziennie uzyskali istotnie wyższe ($p=0,031$) o 8% wartości asymetrii niż zawodnicy grający do 5 godzin dziennie.

Kolejno analizie poddano zależności między czasem poświęcanym na grę video dziennie a wartościami symetrii momentów sił mięśniowych kończyny prawej i lewej. Istotnie statystycznie zależności potwierdzono w zespole prostowników stawu ramiennego ($p<0,05$). W pozostałych zespołach mięśniowych nie potwierdzono istotnych zależności.

Analizie poddano również stosunek maksymalnych momentów sił mięśniowych działających w obrębie jednego stawu. Dla stawu łokciowego stosunek siły mięśni zginających do prostujących wyniósł dla kończyny prawej 61,8% a kończyny lewej 56,2%. Dla stawu ramiennego natomiast stosunek siły mięśni zginających do prostujących wyniósł dla kończyny prawej 54,9% a kończyny lewej 59,3%.

4. Dyskusja i wnioski

Celem badań była ocena maksymalnych momentów sił mięśniowych w warunkach statyki zespołów zginaczy i prostowników działających na staw łokciowy i ramienny. Zgromadzone dane pozwoliły na ocenę stosunku siły mięśni zginających i prostujących, jak również na symetrię siły mięśni kończyny prawej i lewej. Średnie wartości symetrii momentów sił badanych studentów nie przekroczyły 20%, jednakże warto wskazać, że nieraz połowa badanych uzyskiwała wartości znacznie wyższe sięgające 30% czy nawet 40%. W związku z tym, w celu określenia wpływu wielogodzinnej gry na parametry siły należy kontynuować badania. Wśród badanej grupy studentów 17 deklarowało ponad 5-godzinny czas dziennie przeznaczony na gry wideo, jest to zdecydowanie więcej niż wśród badanych ponad 1 tys. graczy [Tholl i wsp. 2019]. Wyższe wartości siły uzyskiwali studenci deklarujący czas gry w trakcie dnia nie przekraczający 5 godzin. Może to sugerować pewne zamiany zachodzące w organizmie podczas wielogodzinnych gier, jednakże na podstawie przeprowadzonych w niniejszej pracy badań nie można tego jednoznacznie potwierdzić. Zgromadzone wyniki badań i ich analiza potwierdziły istotne statystycznie różnice w symetrii momentów sił mięśniowych między grupami dla zginaczy stawu łokciowego ($p=0,009$) oraz prostowników stawu ramiennego ($p=0,031$). Jak wynika z dostępnych danych literatury zdolności siłowe mogą mieć wpływ na wyniki rywalizacji w esporcie, czas reakcji czy też utrzymanie prawidłowej postawy ciała zawodników w trakcie rywalizacji. Odpowiedni program treningu zdolności siłowych może pozytywnie wpływać na efekty zdrowotne jak i efekty w osiągniętych rezultatach [Tholl i wsp. 2019].

Rosnąca konkurencyjność skłoniła graczy esportowych do aktywnego angażowania się w rygorystyczne schematy ćwiczeń fizycznych, co jak stwierdzono, poprawia ich wydajność w grze. Niezbędne są dane jakościowe i ilościowe, które mogą w przyszłości doprowadzić do bardziej szczegółowych i odpowiednich zaleceń dotyczących zdrowia, dobrego samopoczucia i wydajności.

Piśmiennictwo

- [1] BRÜHLMANN F., BAUMGARTNER P., WALLNER G., KRIGLSTEIN S., MEKLER E.D. (2020) *Motivational Profiling of League of Legends Players*. *Frontiers in Psychology*. 22 11:1307. doi: 10.3389/fpsyg.2020.01307.
- [2] EMARA A.K., NG M.K., CRUICKSHANK J.A., KAMPERT M.W., PIUZZI N.S., SCHAFFER J.L., KING D. (2020) *Gamer's Health Guide: Optimizing Performance, Recognizing Hazards, and Promoting Wellness in Esports*. *Current Sports Medicine Reports*. 9(12):537-545. doi: 10.1249/JSR.0000000000000787.
- [3] HEBBEL-SEEGER A. (2012) *The relationship between real sports and digital adaptation in e-sport gaming*. *International Journal of Sports Marketing and Sponsorship*. 13: 43–54.
- [4] KRAAM-AULENBACH N. (1999) *Problemlösungsprozesse im Computerspiel: Forschungsbericht; Forschungsschwerpunkt. Wirkung virtueller Welten*.
- [5] LANGER A., BREMBERG S. (2005) *Health effects of video and computer game playing; A systematic review*. Stockholm: Swedish National Institute of Public Health.
- [6] LI L., RONGRONG C.H., JING CH. (2016) *Playing Action Video Games Improves Visuomotor Control* *Psychological Science*. 27(8); 1092 – 1108.
- [7] MATUSZEWSKI P., DOBROWOLSKI P., ZAWADZKI B. (2020) *The Association Between Personality Traits and eSports Performance*. *Frontiers in Psychology*. 10; 11:1490. doi: 10.3389/fpsyg.2020.01490.
- [8] NAGORSKY E., WIEMEYER J. (2020) *The structure of performance and training in esports* *PLoS One*. 15(8): e0237584. doi: 10.1371/journal.pone.0237584.
- [9] THOLL C., RUDOLF K., WECHSLER K.C., FROBÖSE I., GRIEBEN CH. (2019) *eSportler im Fokus der Sportwissenschaft: Erfassung einer neuen Risikozielgruppe*, *Impulse*. 1:12-19.
- [10] WIJMAN T. (2022) *Global Games Market Report*. Available from: <https://newzoo.com/insights/trend-reports/newzoo-global-games-market-report>.
- [11] XIANGQIAN L., LIANG H., BINGXIN L., HAORAN W., CHENGYANG H. (2020) *Time for a true display of skill: Top players in League of Legends have better executive control*. *Acta Psychologica*. 204:103007. doi: 10.1016/j.actpsy.2020.103007.

Momenty sił mięśniowych i siła ciągu pływaków w poszczególnych stylach pływackich

The muscle torque and thrust force of swimmers in swimming styles

M. STACHOWICZ

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie;
e-mail: malgorzata.stachowicz@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: rozkład siły, siła ciągu, pływacy

1. Wstęp

Intensywny rozwój pływania we współczesnym świecie oraz silna konkurencja na arenie międzynarodowej wymaga ciągłej kontroli stanu wytrenowania zawodnika, a także poszukiwania nowych rozwiązań w procesie szkolenia zawodników, które umożliwiłyby osiągnięcie mistrzostwa sportowego.

Siła, która zostaje rozwijana przez zawodnika podczas pływania, budzi istotne zainteresowanie biomechaników sportu, zarówno z powodów teoretycznych jak i praktycznych. Dla zrozumienia mechaniki ruchu człowieka w wodzie i dostarczenia trenerom pożytecznych informacji, niezbędny jest dokładny pomiar wartości siły.

Znajomość wielkości siły napędowej (siły ciągu) zawodnika stanowi istotną informację i ma znaczenie w układaniu programów treningowych. Można jej wartości zmierzyć za pomocą metody pomiaru siły ciągu na uwięzi [Dopsaj i wsp. 2000, Dopsaj i wsp. 2003, Papoti i wsp. 2003, Aujouannet i wsp. 2006, Kjendlie i wsp. 2006, Rouard i wsp. 2006, Vorontsov i wsp., 2006, Papoti i wsp. 2007a, Papoti i wsp., 2007b, Gourgoulis i wsp. 2008, Lutomsky i wsp. 2008, Moruoco i wsp. 2008, Mason i wsp. 2009b, Barbosa i wsp. 2010f, Huang i wsp. 2010].

Wskazano na istnienie silnego związku między wartościami siły dla danych zespołów mięśniowych, a prędkością pływania [Aujouannet 2006, Figueiredo i wsp. 2010, Stirn i wsp. 2011]. Zaobserwowano specyficzne rozkłady momentów sił mięśniowych w aspekcie obciążeń treningowych i specjalizacji w danym stylu oraz konkurencji pływackiej [Trzaskoma i wsp. 2001, Stachowicz i wsp. 2006].

W celu uzupełnienia informacji dotyczących zmian maksymalnej wartości siły u pływaków, wykorzystano laboratoryjną metodę do pomiaru maksymalnych wartości momentów sił mięśniowych w statyce.

Dzięki takim pomiarom można było również wskazać wiodące zespoły mięśniowe w danym stylu pływackim oraz monitorować zmiany wartości siły konkretnych zespołów mięśniowych. Wykorzystanie takiej metody umożliwiło wyeliminowanie wpływu techniki, która w pewnych ćwiczeniach jest wysoko skorelowana z maksymalną siłą [Trzaskoma 2001], gdzie wraz ze wzrostem liczby mięśni zaangażowanych

w wykonywanym ćwiczeniu zwiększa się możliwość stosowanych kombinacji ruchowych [Urbanik 2001].

Badania wykazały kilka istotnych zależności pomiędzy parametrami uzyskiwanymi w tym teście, a wynikami uzyskiwanymi przez zawodników na dystansach krótki i średnich. Barbosa [2016] sugeruje, że w takich pomiarach powinno analizować się szczytową wartość siły i impuls siły.

Głównym celem pracy było zbadanie zależności pomiędzy poszczególnymi zespołami mięśniowymi, a maksymalnymi wartościami siły ciągu w czterech stylach pływackich oraz wskazanie wiodących zespołów mięśniowych w danym stylu pływackim.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał badań

Badaniami objęto trzynastu zawodników sekcji AZS AWF Warszawa, prezentujących wysoki poziom sportowy. Badani są rekordzistami kraju, finalistami i medalistami mistrzostw Europy, mistrzostw świata, a część z nich również Igrzysk Olimpijskich. Dziesięciu zawodników legitymowało się klasą mistrzowską, natomiast trzech I klasą sportową. Wiek badanych zawierał się w przedziale od 19 do 27 lat, zaś staż treningowy od 11 do 15 lat.

Zawodników podzielono na dwie grupy, ze względu na udział w przeprowadzonych pomiarach. Pierwszą **grupę (A)** stanowiło 5 badanych, którzy uczestniczyli w czterech sesjach pomiarowych zorganizowanych w określonym okresie cyklu rocznego (tab. 1). Druga **grupa (B)**, składała się z 8 zawodników, którzy wzięli udział w jednej sesji pomiarowej, zorganizowanej tuż po zimowych Mistrzostwach Polski (Tab. 2).

Tab. 3 Średni (\pm SD oraz zakres Min-Max) wiek, masa, wysokość ciała i staż zawodniczy badanej grupy zawodników ($n = 5$) uczestniczący w 4 sesjach pomiarowych

	wiek [lata]	masa [kg]	wys. ciała [m]	staż zawodniczy [lata]
Min-Max	20-27	78-93	182-195	11-15
Śr \pm SD	22 \pm 3,02	85 \pm 7,23	188 \pm 6,07	13 \pm 3,0

Tab. 4 Średni (\pm SD oraz zakres Min-Max) wiek, masa, wysokość ciała i staż zawodniczy badanej grupy zawodników ($n = 5$) uczestniczący 1 sesji pomiarowej

	wiek [lata]	masa [kg]	wys. ciała [m]	staż zawodniczy [lata]
Min-Max	19-22	71-90	180-192	12-15
Śr \pm SD	21 \pm 1,12	77 \pm 3,02	186 \pm 4,03	13 \pm 1,16

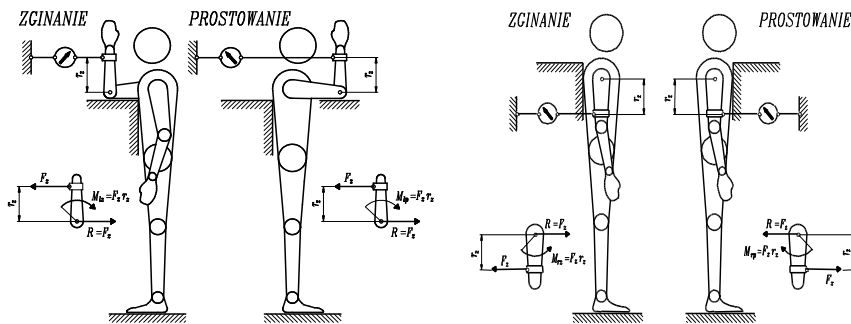
2.2. Metody badań

Wszystkie pomiarów wykonywane były w godzinach popołudniowych pomiędzy godzinami 17.00 a 19.00. Pomiar siły poprzedzała standardowa 10 minutowa

rozgrzewka. Badania prowadzono w laboratorium Zakładu Biomechaniki i na pływalni Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie.

Metoda pomiaru momentów sił mięśniowych

Poziome siły mięśniowej pływaków, zbadano przy wykorzystaniu metody laboratoryjnej oceniającej: maksymalne wartości momentów sił dziesięciu zespołów mięśniowych, mierzonych w warunkach statyki. Mierzono wartości M_m zginaczy i prostowników stawów: łokciowego (ZŁ, PŁ), ramiennego (ZR, PR), kolanowego (ZK, PK), biodrowego (ZB, PB) oraz prostowników i zginaczy tułowia (ZT, PT) według procedury opracowanej przez Fidelusa i wsp. [1996]. Do pomiaru wykorzystano stanowisko umożliwiające przyjęcie odpowiednich pozycji oraz zachowanie prawidłowej stabilizacji. Przykładowe pozycje pomiarowe zamieszczono na rycinie 1.



Ryc. 1 Pozycja pomiarowa momentu sił zginaczy i prostowników stawu łokciowego (lewa) i ramiennego (prawa) [Dziewiecki, 2002].

W warunkach statki, przy odpowiedniej stabilizacji, prędkość badanego członu biokinematycznego była równa zero i tym samym technika ruchu nie miała wpływu na wynik uzyskany podczas pomiaru. Ramię siły jako odległości od środka pasa, o który opiera się testowany człon kinematyczny, do odpowiedniego do osi obrotu w stawie, mierzone było przy pomocy antropometru z dokładnością do $\pm 0,5$ cm. Siła mierzona była za pomocą dynamometru tensometrycznego z dokładnością ± 1 N. Siła mięśniowa w mechanicznym znaczeniu równała się ilorazowi siły zewnętrznej i ramieniu jej działania.

$$M_m = M_z = F_z r_z \text{ [N}\cdot\text{m]}$$

gdzie:

M_m – moment sił mięśniowych,

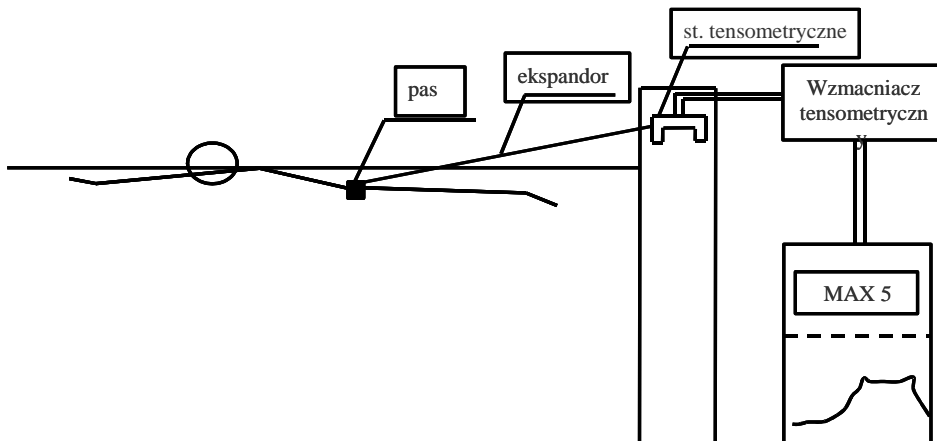
M_z – moment sił zewnętrznych mierzonych dynamometrem,

F_z – siła zewnętrzna,

r_z – ramię siły zewnętrznej.

Metoda pomiaru siły ciągu

Pomiar siły ciągu (60 s) przeprowadzono na pływalni krytej (25 – metrowej) wg schematu pokazanego na Ryc. 2. Badani wykonywali 60 sekundowy pływacki wysiłek maksymalny na uwięzi, kolejno czterema stylami pływackimi (motylkowym, grzbietowym, klasycznym i dowolnym). Próbę rozpoczynano z leżenia na wodzie bez odbicia od ściany. Każda sesja pomiarowa (I, II, III, IV) trwała 2 dni. W tym czasie zawodnicy przystępowali do pomiaru: 1-dnia: styl motylkowy i grzbietowy, 2-dnia: styl klasyczny i dowolny. Po każdej próbie zawodnicy mieli czas na odpoczynek, który trwał ok. 30 min. Do oceny rejestracji siły ciągu zastosowano zestaw pomiarowy MAX-5 złożony z przetwornika wielkości nieelektrycznych, który wysyłał sygnał do wzmacniacza tensometrycznego typu WTP 003 połączonego z PC, pełniącego funkcję rejestratora danych z programem komputerowym Max-5.1. Podczas testu siły ciągu rejestrowano dynamikę siły. Częstotliwość próbkowania wynosiła 200 Hz. Zapis siły ciągu wygładzono za pomocą średniej ruchomej obliczonej z 10 punktów.



Ryc. 2 Schemat stanowiska pomiarowego siły ciągu (schemat własny).

W przeprowadzonych pomiarach siłę ciągu traktowano jako podstawowy parametr specjalnego przygotowania siłowego pływaka, uwzględniający maksymalne wartości tej cechy. Sesja obejmowała próby pomiaru siły ciągu (F_c) dla każdego stylu pływackiego. W grupie A był to styl: motylkowy, grzbietowy, klasyczny i dowolny, a w grupie B stylu pływacki, w którym specjalizowali się badani zawodnicy. Zarejestrowana wartość siły ciągu F_c przed wyznaczeniem poszczególnych parametrów została poddana trzykrotnemu wygładzeniu (średnią ruchomą) w celu wykluczenia zarejestrowanych zakłóceń i szumów.

2.3. Statystyczna analiza wyników

Uzyskane wyniki opracowano standardowymi metodami statystycznymi obliczając średnie arytmetyczne (X_{sr}) i odchylenia standardowe (SD), normalność rozkładu oceniano za pomocą testu Shapiro-Wilka. Siłę zależności między zmiennymi oceniano za pomocą

współczynnika korelacji Pearsona. Poziom $p \leq 0,05$ przyjęto we wszystkich analizach za istotny statystycznie.

3. Wyniki

W Tabeli 3 przedstawiono korelacje pomiędzy wartości siły ciągu w czterech stylach pływackich a wartościami momentów sił mięśniowych w poszczególnych stawach.

Tab. 3 Korelacje pomiędzy wartościami maksymalnej siły ciągu w czterech stylach pływackich a wartościami momentów sił mięśniowych w poszczególnych stawach u pięciu pływaków w czterech okresach badań (n=20)

n=20	F _{cmax} w stylu motylkowym	F _{cmax} w stylu grzbietowym	F _{cmax} w stylu klasycznym	F _{cmax} w stylu dowolnym
ZI	0,517*	0.623***	0,942***	0,800**
PL	0,541*	0.289	0,867***	0.421
ZR	0,749***	0.854***	0,797***	0,853**
PR	0,757***	0.851***	0,749***	0,804**
ZK	0.311	0.293	0,679*	0,601**
PK	0.194	0.281	0,549*	0,613**
ZB	0,813***	0.811***	0,634**	0,621**
PB	0,531*	0.822***	0.206	0,620**
ZT	0,575**	0.457	0,799**	0,672**
PT	0.282	0.414	0,715***	0,739**

* p<0,05; ** p<0,01; *** p <0,001

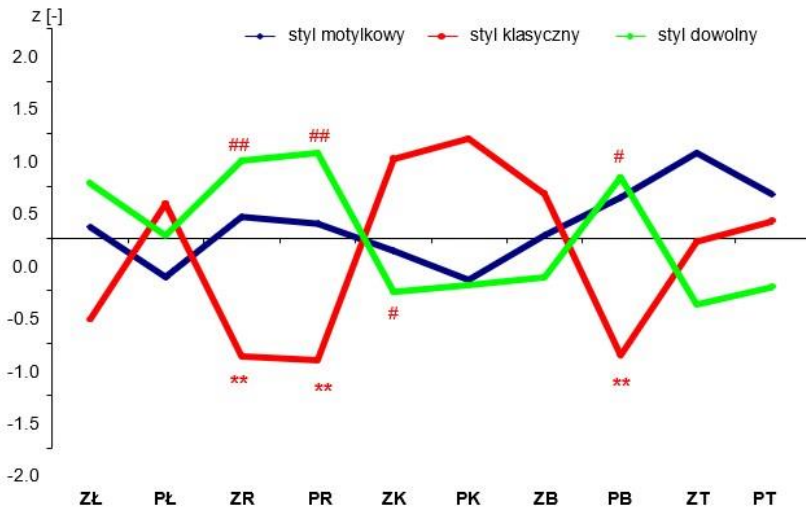
Wartości siły ciągu w stylu motylkowym korelowały znamienne dodatnio z wartościami momentów sił mięśniowych w stawach kończyny górnej i dolnej (staw biodrowy) oraz tułowia z wyjątkiem zginaczy i prostowników stawów kolanowych oraz prostownikami tułowia.

W stylu grzbietowym stwierdzono, że siła ciągu istotnie korelowała z zginaczami stawu łokciowego, zginaczami i prostownikami stawu ramiennego i stawu biodrowego.

W stylu klasycznym wartość siły ciągu nie korelowała istotnie jedynie z wartościami momentów sił mięśniowych rozwiniętych przez prostowniki stawu biodrowego.

Istotnej współzależności nie odnotowano również między wartościami momentów sił mięśniowych dla prostowników stawu łokciowego a wartościami siły ciągu w stylu dowolnym.

Na rycinie 4 przedstawiono średnie unormowane maksymalne wartości momentów sił mięśniowych dla zawodników klasy mistrzowskiej specjalizujących się w poszczególnych stylach pływackich. W wyniku trójczynnikowej analizy wariancji stwierdzono znamiennej interakcję między poszczególnymi stylami pływania a zespołami mięśniowymi ($F = 3.48$).



Ryc. 4 Średnie unormowane maksymalne wartości momentów sił mięśniowych w poszczególnych stylach pływackich normowane na średnią i odchylenie standardowe 13 badanych zawodników.

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$ - Znamienne różne wyniki pływaków specjalizujących się w stylu motylkowym (delfin) od wyników pływaków specjalizujących się w stylu klasycznym

$p < 0,05$; ## $p < 0,01$ - Znamienne różne wyniki pływaków specjalizujących się w stylu dowolnym (kraul) od wyników pływaków specjalizujących się w stylu klasycznym.

Pływacy specjalizujący się w stylu dowolnym osiągnęli wyższe maksymalne wartości momentów sił mięśniowych dla zginaczy stawu łokciowego niż zawodnicy specjalizujący się w stylu motylkowym i zawodnicy specjalizujący się w stylu klasycznym. W stawie zginającym kończynę górną w stawie ramiennym najwyższe maksymalne wartości siły uzyskali pływacy stylu dowolnego, a najniższe stylu klasycznego i były to znamienne różnice. Dla prostowników stawu ramiennego zawodnicy stylu klasycznego uzyskali istotnie niższe maksymalne wartości siły niż zawodnicy stylu dowolnego i motylkowego. Dla zginaczy stawu kolanowego istotnie wyższe maksymalne wartości siły uzyskali pływacy stylu klasycznego niż „delfiniści”. Również „żabkarze” dla prostowników stawu kolanowego osiągnęli najwyższe wartości siły niż pozostali zawodnicy, natomiast zawodnicy stylu motylkowego uzyskali istotnie niższe wartości w tym stawie niż pozostali pływacy. Nie stwierdzono istotnych różnic dla zginaczy i prostowników tułowia pomiędzy poszczególnymi stylami natomiast najwyższe maksymalne wartości siły uzyskali zawodnicy specjalizujący się w stylu motylkowym dla zginaczy tułowia od pozostałych zawodników.

4. Dyskusja

W kontroli procesu treningowego ocena aktualnych możliwości siłowych oraz wytrzymałościowych jest niezwykle istotna (Girolid i wsp. 2006, 2007; Hoff i wsp. 2002,

Aspens 2009). Dane o submaksymalnych i maksymalnych możliwościach wysiłkowych sportowca mają dla cyklu treningowego fundamentalne znaczenie, ponieważ umożliwiają trenerowi operowanie procesem treningowym tak, aby właściwie różnicować intensywność wysiłku (Stanula i wsp. 2005). Morales (2001) wskazuje, że specjalizacja w określonym stylu pływackim w praktyce obejmuje około 50% ogólnej pracy treningowej, w skład której wchodzi wszystkie zakresy intensywności wykonywane tym stylem.

Pomimo, że praca kończyn górnych i dolnych w strukturze czynności mięśniowych w czterech stylach pływackich jest bardzo złożona, to jednak wskazano wiodące zespoły mięśniowe charakterystyczne dla danego sposobu pływania (Gerdle i wsp. 2000, Bonato i wsp. 2001, Czabański 2001, Lowery i wsp. 2002, Maglischo 2003, Gazzoni i wsp. 2004, Caty i wsp. 2006). W celu wskazania podobnych zmian w poziomie siły dla danych zespołów mięśniowych biorących udział podczas pływania różnymi stylami, wyniki badań poszczególnych zawodników zestawiono razem. Było to możliwe dzięki małej zmienności wyników zarejestrowanych dla poszczególnych zespołów mięśniowych, zarówno między badanymi jak również między poszczególnymi okresami.

U zawodników reprezentujących styl motylkowy największe maksymalne wartości w poziomie siły (Mm) pod wpływem obciążeń treningowych zanotowano dla zginaczy tułowia, co potwierdzają wcześniejsze doniesienia (Czabański 2003). Istotnym elementem techniki pływania stylem motylkowym jest zwiększony zakres ruchów tułowia, związany ze zmianą kąta natarcia ciała. Ruch po krzywej sinusoidalnej związany jest z dużym wysiłkiem mięśni zginających i prostujących tułów (Arellano i wsp. 2003, Barbosa i wsp. 2003, Hannula i wsp. 2012). Na podstawie badanych współzależności pomiędzy siłą ciągu a momentami sił mięśniowych u zawodników (n=13), specjalizujących się w trzech stylach pływackich, można wskazać wiodące zespoły mięśniowe dla danego stylu. Wartości siły ciągu w stylu motylkowym korelowały znamienne dodatnio m.in. z wartościami momentów sił mięśniowych zginaczy i prostowników tułowia oraz prostowników stawu biodrowego.

Arellano i wsp. (2003), Barbosa i wsp. (2003, 2008b), Seifert i wsp. (2008) zwracają szczególną uwagę na udział kończyn dolnych w pływaniu stylem motylkowym. Bardzo ważnym elementem w tym stylu jest efektywna praca kończyn dolnych i to zarówno podczas samego pływania, jak i podczas fazy podwodnej po starcie i nawrocie (Barbosa i wsp. 2005, Connaboy i wsp. 2009). Badając grupę zawodników specjalizujących się w stylu motylkowym (n=5) zaobserwowano, że rozwinęli większe wartości momentów sił mięśniowych dla prostowników stawu biodrowego niż zawodnicy specjalizujący się w stylu klasycznym.

W stylu klasycznym praca kończyn dolnych, w porównaniu z pracą kończyn górnych jest bardziej efektywna (Silva i wsp. 2002, Chollet 2004, Barbosa i wsp. 2010c), co znajduje potwierdzenie w mierzonych wartościach siły ciągu na uwięzi (Czabański 2003). Rzeczywiście w niniejszych pomiarach u zawodników pływających stylem klasycznym stwierdzono największe wartości siły mięśni zginających i prostujących staw kolanowy oraz zginających staw biodrowy. Styl klasyczny obok stylu motylkowego jest najbardziej

wymagającym technicznie stylem. Podczas pomiarów na uwięzi zaobserwowano, że zawodnicy specjalizujący się w stylu klasycznym najdłużej potrafili utrzymać maksymalną siłę ciągu oraz najmniejszy jej spadek przed 60 sekundą pomiaru, w porównaniu z pozostałymi stylami pływania (motylkowym, grzbietowym i dowolnym). Stwierdzono również, że w stylu klasycznym wartość siły ciągu korelowała istotnie z maksymalnymi wartościami momentów sił mięśniowych rozwiniętych przez zginacze i prostowniki stawu kolanowego.

W odróżnieniu od pozostałych stylów pływackich udział kończyn górnych w stylu dowolnym jest największy i stanowi ponad 70% całego napędu (Aujouannet i wsp. 2006, Silva i wsp. 2008). Podczas pomiarów wartości siły ciągu przez Stirn'a i wsp. (2011) odnotowano największą maksymalną siłę ciągu podczas pracy kończyn górnych.

W przeprowadzonych pomiarach zawodnicy specjalizujący się w stylu dowolnym (n=4) uzyskali największe maksymalne wartości momentów sił mięśniowych w stawach kończyny górnej w stosunku do pozostałych badanych, a także dla prostowników stawu biodrowego.

5. Podsumowanie i wnioski

Uzyskane wyniki badań oraz ich analiza upoważniają do sformułowania następujących wniosków:

1. Specjalizacja w danym stylu pływania wpływa na zróżnicowanie maksymalnych wartości sił poszczególnych zespołów mięśniowych co wskazuje na specyfikę pracy mięśni zależnych od stylu.
2. Korelacje pomiędzy momentami sił mięśniowych a siłą ciągu u zawodników specjalizujących się w różnych stylach pływackich są zróżnicowane. Świadczyć to może o odpowiednim zaangażowaniu tych grup mięśniowych, które odgrywają istotną rolę w kolejnych fazach ruchowych (aktywnej i przygotowawczej) w poszczególnych stylach pływackich, co powoduje powstawanie typowej topografii momentów sił mięśniowych.

Piśmiennictwo

- [1] ARELLANO R., LOPEZ-CONTRERAS G., SANCHEZ-MOLINA J.A. (2003) *Qualitative evaluation of technique in international Spanish junior and pre-junior swimmers: An analysis of error frequencies*. In J. C. Chatard (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*. St Etienne: University of St Etienne Publications, s. 87-92.
- [2] ASPENES S., KJENDLIE P.L., HOFF J., HELGERUD J. (2009) *Combined strength and endurance training in competitive swimmers*. *J Sports Sci Med*. 8(3):357–365.
- [3] AUJOUANNET Y.A., BONIFAZI M., HINTZY F., VUILLERME N., ROUARD A.H. (2006) *Effects of a high-intensity swim test on kinematic parameters in high-level athletes*. *Appl Physiol Nutr Metab*. 31(2):150-158.
- [4] BARBOSA T.M., SANTOS V., SOUSA F., VILAS-BOAS J.P. (2003) *Comparative Study of the Response of Kinematic Variables from the Hip and the Centre of Mass of Butterflies*. In Chatard JC (Ed.), *Biomechanics and Medicine in Swimming IX*, St Etienne: University of St Etienne Publications, s. 93-98.

-
- [5] BARBOSA T.M., KESKINEN K.L., FERNANDES R.J., COLAÇO P., LIMA A.B., VILAS-BOAS J.P. (2005) *Energy cost and intracyclic variation of the velocity of the centre of mass in butterfly stroke*. Eur J Appl Physiol. 93(5-6):519-523.
- [6] BARBOSA T.M., FERNANDES R.J., MOROUÇO P., VILAS-BOAS J.P. (2008b) *Predicting the intracyclic variation of the velocity of the centre of mass from segmental velocities in butterfly stroke: a pilot study*. J Sports Sci Med. 7:201-209.
- [7] BARBOSA T.M., SILVA A.J., REIS A.M., COSTA M., GARRIDO N., POLICARPO F., REIS V.M. (2010c) *Kinematical changes in swimming front crawl and breaststroke with the AquaTrainer (R) snorkel*. Eur J Appl Physiol. 109(6):1155-1162.
- [8] BARBOSA T.M., MILIVOJ A.C., DOPSAJ M., OKIČIĆ T., ANDRIES JÚNIOR O. (2010f) *The Usefulness of the Fully Tethered Swimming for 50-m Breaststroke Performance Prediction*. XIth International Symposium for Biomechanics and Medicine in Swimming Oslo, s. 47-49.
- [9] BONATO P., ROY S.H., KNAFLITZ M., DE LUCA C.J. (2001) *Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions*. IEEE Trans Biomed Eng. 48(7):745-753.
- [10] CATY V., HINTZY F., AUJOUANNET Y., MOLINARI F., KNAFLITZ M. (2006) *Time-frequency parameters of wrist muscles EMG after an exhaustive freestyle test*. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto 6:28-30.
- [11] CHOLLET D., SEIFERT L., LEBLANC H., BOULESTEIX L., CARTER M. (2004) *Evaluation of arm-leg coordination in flat breaststroke*. Int J Sports Med. 25(7):486-495.
- [12] CONNABOY C., COLEMAN S., SANDERS R.H. (2009) *Hydrodynamics of undulatory underwater swimming: a review*. Sports Biomech. 8(4):360-380.
- [13] CZABAŃSKI B., FILON M., ZATOŃ K. (2003) *Elementy teorii pływania*. AWF Wrocław.
- [14] DOPSAJ M., MATKOVIĆ I., ZDRAVKOVIĆ I. (2000) *The relationship between 50m-freestyle results and characteristics of tethered forces in male sprint swimmers: a new approach to tethered swimming test*. Facta Universitatis – Series: Physical Education and Sport. 1(7):15-22.
- [15] Dopsaj M, Matković I, Thanopoulos V, Okičić T. (2003) Reliability and validity of basic kinematics and mechanical characteristics of pulling force in swimmers measured by method of tethered swimming with maximum intensity of 60 seconds. Facta Universitatis – Series: Physical Education and Sport, 1(10):11-22.
- [16] FIGUEIREDO P., SOUSA A., GONCALVES P., PEREIRA S.M., SOARES S., VILAS-BOAS J.P., FERNANDES R.J. (2010) *Biophysical Analysis of the 200m Front Crawl Swimming: a Case Study*. In: Biomechanics and Medicine in Swimming XI, P.L., Kjendlie, R.K., Stallman & J. Cabri, Norwegian School of Sport Sciences, Oslo, s. 79-81.
- [17] GAZZONI M., FARINA D., MERLETTI R. (2004) *A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals*. J Neurosci Methods. 136(2):165-177.
- [18] GERDLE B., KARLSSON S., CRENSHAW A.G., ELERT J., FRIDÉN J. (2000) *The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal dynamic knee extensions*. Eur J Appl Physiol. 81(1-2):2-10.
- [19] GIROLD S., CALMELS P., MAURIN D., MILHAU N., CHATARD J.C. (2006) *Assisted and resisted sprint training in swimming*. J Strength Condit Res. 20(3):547-554.
- [20] GIROLD S., MAURIN D., DUGUÉ B., CHATARD J.C., MILLET G. (2007) *Effects of dry-land vs. Resisted- and assisted-sprint exercises on swimming sprint performances*. J Strength Cond Res. 21(2):599-605.
-

-
- [21] GOURGOULIS V., AGGELOUSSIS N., KASIMATIS P., VEZOS N., BOLLI A., MAVROMATIS G. (2008a). *Reconstruction accuracy in underwater three dimensional kinematic analysis*. *J Sci Med Sport*, 11, 90-95.
- [22] HANNULA D., THORNTON N. (2012) *The Swim Coaching Bible*, Vol. II. Human Kinetics.
- [23] HOFF J., GRAN A., HELGERUD J. (2002) *Maximal strength training improves aerobic endurance performance*. *Scand J Med Sci Sports*. 12(5):288-295.
- [24] HUANG Z., KUROBE K., NISHIWAKI M., OZAWA G., TANAKA T., TAGUCHI N., OGITA F. (2010) *Relationship between Propelling Efficiency and Swimming Performance in Elite Swimmers*. XI International Symposium on Biomechanics and Medicine in Swimming Oslo, Norway, s. 201-203.
- [25] KJENDLIE P.L., THORSVALD K. (2006) *A tethered swimming power test is highly reliable*. *Port J of Sport Sci*. 6(S2):231-233.
- [26] LOWERY M., NOLAN P., O'MALLEY M. (2002) *Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fiber conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle*. *J Electromyogr Kinesiol*. 12(2):111-118.
- [27] LUTOMSKY P., STANKOWSKY T., KONARSKY J., PIETRUSIK K., CIEREZKO A., STRZELCZYK R. (2008) *From studies on the thrust in swimming*. *J Hum Sports Exerc*. 3(2):25-32.
- [28] MAGLISCHO E.W. (2003) *Swimming fastest*. Champaign: Illinois, Human Kinetics.
- [29] MASON B.R., FORMOSA D.P., ROLLASON S. (2009b) *A comparison between the values obtained from active drag analysis compared to forces produced in tethered swimming*. (red) Harrison AJ, Anderson R, Kenny I. Proceedings of the XXVII International Symposium on Biomechanics in Sports, Limerick, Ireland, s. 86-89.
- [30] MORALES P. (2001) *Butterfly training*. (w) The swim coaching bible. Human Kinetics Publishers Champaign. Illinois.
- [31] MOROUÇO P., ALVES S., VILLAS-BOAS J.P., FERNANDES R. (2008) *Association between 30 sec maximal tethered swimming and swimming performance in front crawl*. Proceeding of the XIII North American Congress on Biomechanics, abstract, s. 380.
- [32] PAPOTI M., MARTINS L., CUNHA S., ZAGATTO A., GOBATO C. (2003) *Standardization of a specific protocol to determine anaerobic conditioning in swimmers during a 30sec effort using load cells*. *Port J Sports Sci*. 3(3):36-42.
- [33] PAPOTI M., VITÓRIO R., VELOSA A.B., CUNHA S.A., SILVA A.S.R., MARTINS L.E.B., GOBATO C. (2007a) *Use of load cells to measurements of underwater dolphin kick force in swimming tethered*. *Port J Sports Sci*. 7(3):313-318.
- [34] PAPOTI M., MARTINS L.E., CUNHA S.A., ZAGATTO A.M., GOBATO C.A. (2007b) *Effects of taper on swimming force and swimmer performance after an experimental ten-week training program*. *J Strength Cond Res*. 21(2):538-542.
- [35] ROUARD A.H. (2006) *Isometric force, tethered force and power ratios as tools for the evaluation of technical ability in freestyle swimming*. In *Biomechanics and Medicine in Swimming X*, s. 249-250.
- [36] SEIFERT L., CHOLLET D. (2008) *Inter-limb coordination and constraints in swimming: a review*. In: *Physical Activity and Children*, N.P. Beaulieu, Nova Science Publishers, New York, s. 65-93.
- [37] SILVA A.J., COLMAN V., SOONS B., ALVES F., PERSYN U. (2002) *Movement variables important for effectiveness and performance in breaststroke*. In: Proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports, Gianikellis K, [w], Universidad de Extremadura, Cáceres, s. 39-42.
-

-
- [38] SILVA A.J., MARINHO D.A., REIS V.M., ALVES F.B., VILAS-BOAS J.P., MACHADO L., ROUBOA A.I. (2008) *Study of the propulsive potential of the hand and forearm in swimming*. *Medicine Science and Sport Exercise*, 40:S212.
- [39] STIRN I., JARM T., KAPUS V., STROJNIK V. (2011) *Evaluation of muscle fatigue during 100-m front crawl*. *Eur J Appl Physiol*. 111(1):101-113.
- [40] STACHOWICZ M., IWAŃSKA D., GAJEWSKI J., SŁOMIŃSKI P., URBANIK CZ. (2006) *Muscle torques in swimmers throughout a training macrocycle*. *Phys. Educ. Sport* 50:39-42.
- [41] STANULA A., GROMISZ W., SZMATLAN-GABRYŚ U., GABRYŚ T. (2005) *The measurement of strength of draught in water as method of diagnosis of anaerobic efficiency disabled swimmers*. *AWF Katowice*, vol.LX, suppl. XVI, 506, s. 239-243.
- [42] TRZASKOMA Z., TRZASKOMA Ł. (2001) *Proporcje między maksymalnymi momentami głównych grup mięśni u sportowców*. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Vol.3 (Suppl.2): s. 601-606.
- [43] VORONTSOV A., POPOV O., BINEVSKY D., DYRKO V. (2006) *The assessment of specific strength in well-trained male athletes during tethered swimming in the swimming flume*. *Port J of Sport Sci*. 6(S2):275-277.

Wpływ zmian struktury obciążenia wyskoku pionowego na parametry biomechaniczne lądowania i odbicia

Influence of load structure changes in vertical jump on biomechanical parameters of rebound and landing

M. STANISZEWSKI¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie:
e-mail: michal.staniszewski@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: CMJ, DJ, moc, obciążenie zewnętrzne

1. Wstęp

Ruchy, w których mięśnie działają w cyklu rozciągnięcie-skurcz (ang. stretch-shortening cycle - SSC), charakteryzują się maksymalnym skurczem poprzedzonym ich rozciągnięciem. Wstępne rozciągnięcie pobudzonych mięśni istotnie zwiększa efektywność ruchu, ponieważ zwiększa wartości m.in. prędkości, siły i mocy w porównaniu z działaniem mięśni bez ich wcześniejszego rozciągnięcia. Dzieje się tak dlatego, że w fazie ekscentrycznej ruchu przy rozciąganiu pracujących mięśni, w kompleksie mięśniowo-ścięgnistym gromadzona jest potencjalna energia sprężystości, która zwiększa energię ruchu w fazie koncentrycznej [Čoh i wsp. 2011, Rahimi i wsp. 2006]. Trening celowo oparty na ćwiczeniach wykorzystujących efekt SSC określany jest jako trening plyometryczny. Tego typu trening, bazujący na szybkim przechodzeniu z pracy ekscentrycznej mięśni w koncentryczną, rozwija zarówno układ mięśniowy jak i nerwowy. Jest wynikiem całościowego, sumarycznego i równoległego wpływu wielu mechanizmów regulujących współdziałanie układu mięśniowego oraz nerwowego. Systematyczne stosowanie ćwiczeń plyometrycznych zwiększa tolerancję dużych obciążeń rozciągających mięśnie i umożliwia lepsze wykorzystanie efektu SSC. Można to osiągnąć zarówno przez wzmocnienie pobudzającego oddziaływania odruchu na rozciąganie jak i zmniejszenie hamującego oddziaływania odruchu ze ścięgna, co w rezultacie daje rozwijanie większych wartości siły [Chimera i wsp. 2004].

Mimo, że ćwiczenia o charakterze plyometrycznym mogą być stosowane do wzmacniania każdej grupy mięśniowej, to zdecydowanie najczęściej trening tego typu wykorzystuje się do poprawy parametrów siłowo-szybkościowych mięśni kończyn dolnych. Najbardziej naturalną i powszechną formą ćwiczeń wykorzystujących efekt SSC są wszelkiego rodzaju podskoki, wskoki, zeskoki, wieloskoki zarówno obunóż jak i jedenóż, a oczekiwanymi efektami przyrost siły i mocy mięśni kończyn dolnych oraz progres w parametrach wyskoku pionowego [Alemdaroğlu i wsp. Alptekin i wsp. 2013, Lehance i wsp. 2005, Secomb i wsp. 2014]. Efektywność tego typu ćwiczeń jest

potwierdzona w praktyce poprzez progres w pokonywaniu coraz większych obciążeń przez osoby ćwiczące [Adach 2002, cohn i wsp. 1980]. Sposobem na zwiększanie obciążenia treningowego podczas skoków jest pokonywanie większych odległości, wyższych przeszkód oraz zeskakiwanie z większych wysokości [Chen-Yi i wsp. 2010, Mateos-Angulo i wsp. 2020] lub zwiększanie masy ciała ćwiczących poprzez zakładanie pasów lub kamizelek z dodatkowym obciążeniem [Ryszczyk i wsp. 2013]. Wysoki pionowe są dosyć prostym ćwiczeniem, które często wykorzystywane jest w procesie treningowym zawodników na różnym poziomie zaawansowania sportowego.

Przykładem ruchu wykorzystującego zasadę SSC jest wyskok pionowy CMJ (Counter Movement Jump), gdzie w fazie zamachu i obniżenia środka ciężkości mięśnie rozciągając się kumulują energię do wybiecia, które wyzwala jest poprzez skurcz tych samych zespołów mięśniowych. Cykl rozciągnięcie-skurcz jest również głównym mechanizmem podczas serii podskoków lub zeskoków, po których następuje wybiecie w górę, czyli wyskok następuje po uprzednim naskoku i hamowaniu w fazie amortyzacji (Drop Jump - DJ). Mechanizmem napędzającym każdego odbicia jest koncentryczny charakter pracy mięśni prostowników stawu biodrowego i kolanowego oraz zginaczy podszwowych stawu skokowo-goleniowego. Podczas fazy zamachu lub lądowania włączają się do pracy, tym razem o charakterze ekscentrycznym, te same grupy mięśniowe. W trakcie powtórzeń tego cyklu w seriach, w fazie lądowania (hamowania ruchu) dane mięśnie pracując w charakterystyce ekscentrycznej ulegają rozciągnięciu, a następnie kurcząc się powodują odbicie. Jest to typowe działanie mięśni w charakterystyce pracy rozciągnięcie-skurcz, czyli ćwiczenie plyometryczne [Bridgeman i wsp. 2015, Louder i wsp. 2015, Staniszewski i wsp. 2006].

Trening plyometryczny stosowany jest głównie w celu poprawy mocy. Wykorzystywany jest w wielu dyscyplinach sportu jako ćwiczenia przygotowania motorycznego zawodnika, poprawiające m.in. szybkość i skoczność [Douglas i wsp. 2017, Fernandez-Fernandez i wsp 2016, Hall i wsp 2016, Hunnicutt i wsp. 2016]. Podskoki są niezbędnymi sportowymi zadaniami wykorzystywanymi w wielu różnych aktywnościach sportowych takich jak np. koszykówka, siatkówka czy gimnastyka, a siły reakcji podczas kontaktu z podłożem mogą sięgać wartości nawet 3 do 7 większych niż masa ciała zawodnika [Akl 2013, Malisoux i wsp. 2017]. Ponieważ trening plyometryczny stanowi element przygotowania motorycznego zawodników w wielu dyscyplinach sportu, to efektywność różnych wariantów tego typu treningu stanowi aktualnie przedmiot badań autorów z całego świata. Lehnert i wsp. [2013] oraz Shelvam i wsp. [2013] w oddzielnych projektach badali wpływ sześciotygodniowych treningów plyometrycznych na przyrost siły i mocy dolnych oraz górnych partii ciała zawodowych koszykarzy. Podobne badania, ale skupiające się przede wszystkim na zespołach mięśniowych kończyn dolnych, wśród zawodników piłki ręcznej prowadzili Carvalho i wsp. [2014], Chelly i wsp. [2014] oraz Hermassi i wsp. [2014], na siatkarzach Florian [2012] oraz Jastrzębski i wsp. [2014], a na piłkarzach nożnych m.in. Mohamed i wsp. [2014] oraz de Hoyo i wsp. [2015].

Trening plyometryczny może być realizowany z przewagą pracy mięśni o charakterze koncentrycznym lub ekscentrycznym. Jeżeli ćwiczenia skocznościowe odbywają się

w terenie płaskim to można przypuszczać, że podczas odbić i lądowań mięśnie kończyn dolnych wykonują porównywalną pracę koncentryczną i ekscentryczną. Jeśli ćwiczący wskakuje na przeszkody (napędzanie ruchu w górę) to przeważa praca o charakterystyce koncentrycznej, a podczas zeskakiwania (hamowania ruchu) ekscentrycznej. Wskakiwanie na podwyższenie lub zeskakiwanie zwiększa intensywność i moc ćwiczeń, dlatego tego typu ćwiczenia są często stosowane w praktyce treningowej [Afifi i, Hinrichs 2012, Faulkinbury i wsp. 2011, Makaruk H. i Sacewicz 2011, Mirzaei i wsp. 2014].

W przeprowadzonym wcześniej eksperymencie własnym zbadano skuteczność dwóch wariantów treningu plyometrycznego wykorzystującego do ćwiczeń schody [Staniszewski i wsp. 2021]. Jeden polegał na wykonywaniu serii 10 wyskoków wskakując na schody, a drugi serii 10 zeskoków ze schodów. Badania udowodniły, że trening ukierunkowany na ekscentryczny charakter pracy (zeskakiwanie ze schodów) był istotnie skuteczniejszy w zwiększaniu wartości siły i mocy mięśni kończyn dolnych niż trening opierający się na pracy koncentrycznej (wskakiwanie na schody). W czasie opisywanego wyżej treningu realizowanego na standardowych schodach nie można było ocenić parametrów biomechanicznych kolejnych odbić, więc nie poznano składowych mocy jaka generowana była przez ćwiczących podczas wskakiwania lub zeskakiwania z kolejnych stopni.

Dlatego w kolejnych badaniach postanowiono ocenić obciążenie wysiłkowe skoków na schodach w warunkach laboratoryjnych, symulując jedno powtórzenie z powyższego treningu przy możliwie pełnej analizie wartości odbicia i lądowania. Ponieważ 2 schodki, które pokonywali trenujący podczas wskakiwania lub zeskakiwania ze schodów to ok 30 cm, to taką samą wysokość odwzorowano za pomocą skrzyni. Podobnie jak w treningu na schodach, gdzie badani po zeskoczeniu lub wskoczeniu na kolejny stopień mieli za zadanie wykonać maksymalny wyskok pionowy, tak w laboratorium mieli wykonać to samo dla jednego powtórzenia, z tym że mierzone były biomechaniczne parametry odbicia lub lądowania. Zaprojektowano eksperyment, w którym postanowiono sprawdzić, który fragment cyklu wskakiwania lub zeskakiwania z podwyższenia generuje większe obciążenia pracujących mięśni. Za cel badań przyjęto porównanie biomechanicznych składowych wyskoku pionowego pomiędzy wskakiwaniem na stopnie schodów, a zeskakiwaniem.

Ponieważ w czasie 4 tygodni wspomnianego powyżej, przeprowadzonego wcześniej eksperymentu treningowego zwiększono obciążenie poprzez zakładanie badanym dodatkowego obciążenia zewnętrznego w postaci specjalnego pasa treningowego z kilogramowymi ciężarkami, to w drugiej części badań postanowiono sprawdzić, jak zastosowanie dodatkowego obciążenia zewnętrznego zmienia parametry biomechaniczne wybicia. Dlatego celem drugiego eksperymentu stało się poznanie charakterystyki zmian parametrów biomechanicznych wyskoku pionowego w funkcji zwiększania obciążenia zewnętrznego (wyskoki z dodatkowym obciążeniem).

2. Materiał i metody

Zaprojektowano dwa eksperymenty związane z wyskokiem pionowym. Eksperyment nr 1 dotyczył wskakiwania i zeskakiwania z podwyższenia, a eksperyment nr 2 wyskoków

z dodanym obciążeniem zewnętrznym. W obu badaniach uczestniczyły te same osoby, a pomiary wykonane zostały w tygodniowym odstępie. Przed przystąpieniem do pomiarów badani wykonywali indywidualną rozgrzewkę.

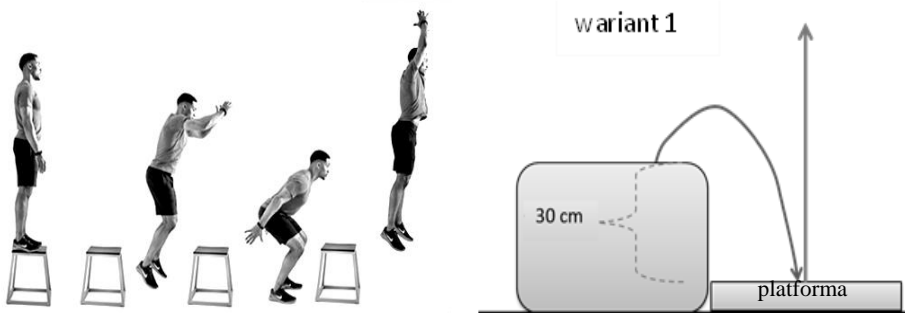
2.1. *Material*

W badaniach wzięło udział 15 studentów trzeciego roku wydziału WF AWF w Warszawie, w wieku $22,7 \pm 0,9$ lat, o masie $80,7 \pm 7,6$ kg i wysokości $182,4 \pm 4,9$ cm. Żaden z badanych nie uprawiał sportu na wyczynowym poziomie. Wszyscy badani zostali poinformowani o przebiegu obu eksperymentów i metodach wykonywania pomiarów kontrolnych. Zapoznali się z warunkami udziału w eksperymencie, a także potencjalnymi zagrożeniami i obowiązkami. Dobrowolnie wyrazili zgodę na udział w badaniach, jednocześnie wiedząc o możliwości zakończenia eksperymentu w dowolnym momencie bez żadnych konsekwencji. Eksperyment uzyskał akceptację Senackiej Komisji Etyki Badań Naukowych Akademii Wychowania Fizycznego w Warszawie.

2.2. *Metody badań*

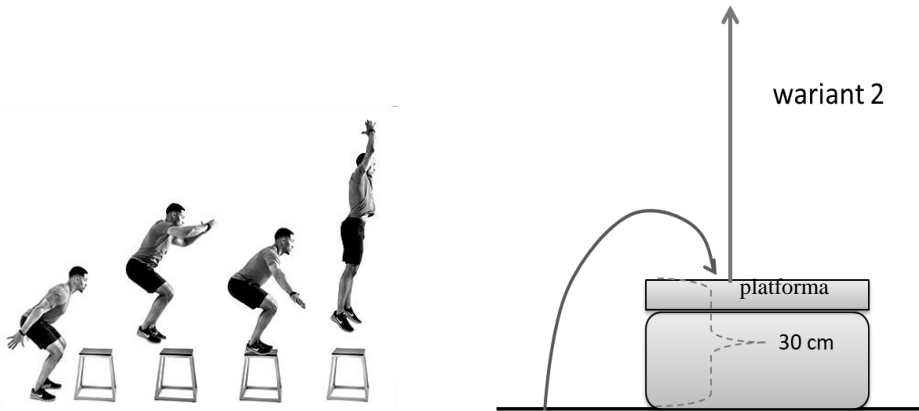
Eksperyment nr 1

Do oceny parametrów biomechanicznych wskakiwania lub zeskakiwania z podwyższenia wykorzystano wyskoki DJ (Drop Jump, pojedynczy wyskok z naskokiem spoza platformy). W pierwszym wariacie badani wskakiwali na podwyższenie (skrzynię) o wysokości 30 cm, na którym znajdowała się platforma dynamometryczna. Po wskoczeniu badani mieli za zadanie wykonać maksymalny wyskok pionowy (Ryc.1).



Ryc. 1 Schemat przebiegu próby zeskakiwania z podwyższenia.

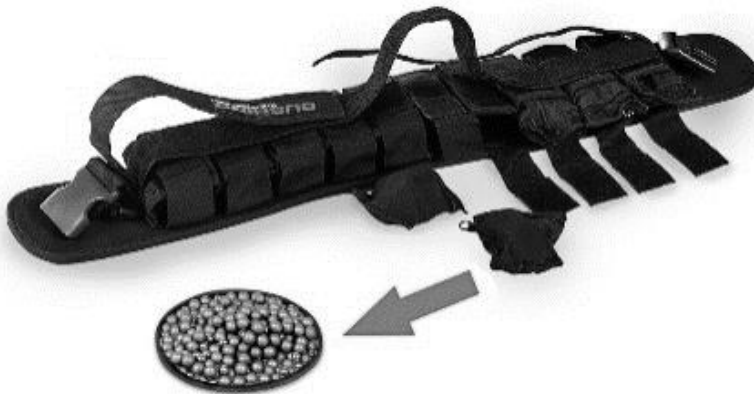
W drugim wariacie badani wstępnie stawali na stopniu o wysokości 30 cm, a następnie zeskakiwali na platformę dynamometryczną. Po zeskoku mieli za zadanie wykonać maksymalny wyskok pionowy (Ryc. 2). W obu próbach różnica wysokości wynosiła 30 cm. Badani wykonywali 2 wyskoki dla każdego wariantu, a do dalszej analizy wybierano lepszą próbę.



Ryc. 2 Schemat przebiegu próby wskakiwania na podwyższenie.

Eksperyment nr 2

Do oceny zmian parametrów biomechanicznych przy wzrastającym obciążeniu zewnętrznym wykorzystano wyskok pionowy CMJ wykonywany na platformie dynamometrycznej. Za obciążenie posłużył mocowany na biodrach pas DBX Bushido (Ryc. 3), który zawierał specjalne kieszonki na woreczki o masie 1 kg. W kolejnych próbach, badany dokładał do pasa zamocowanego wokół bioder obciążenie zewnętrzne w postaci 1 kg, po czym wykonywał próbę z dodanym obciążeniem. Pomiar kontynuowano aż do uzyskania maksymalnego obciążenia zewnętrznego o wartości 10 kg. Badani wykonywali 2 wyskoki przy każdym obciążeniu, a do dalszej analizy wybierano lepszą próbę. Aby uniknąć efektów zmęczenia, zastosowano minimum 30 sekundową przerwę pomiędzy pojedynczymi skokami z jednym obciążeniem i minimum 60 sekund pomiędzy skokami z kolejnym obciążeniem.



Ryc. 3 Pas z możliwością dodawania kilogramowych woreczków (<https://bushido-sport.pl/>).

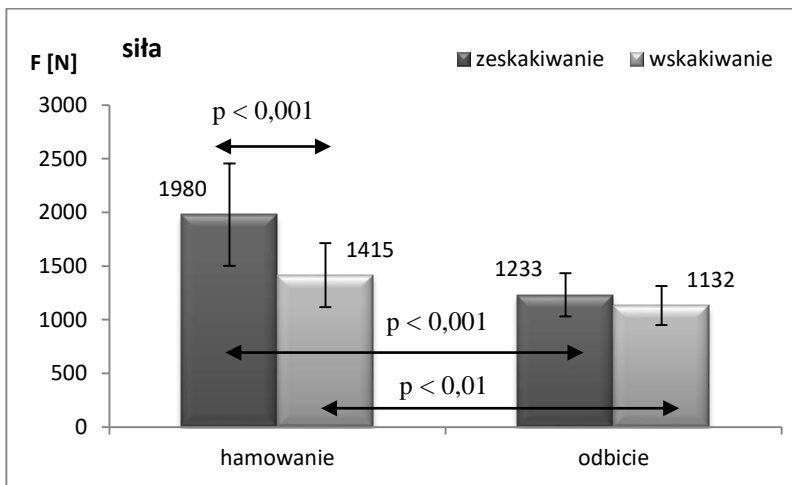
2.3. Metody badań

Analizę statystyczną wykonano z zastosowaniem pakietu StatSoft, Inc. (2017). STATISTICA (data analysis software system), version 13. Wykorzystując test W Shapiro-Wilka stwierdzono, że wszystkie dane biomechaniczne mają rozkład normalny, dlatego w dalszej analizie statystycznej zastosowano testy parametryczne. Różnice wartości parametrów mechanicznych hamowania i odbicia podczas zeskakiwania i wskakiwania na podwyższenie oceniano z wykorzystaniem testu T dla danych zależnych. Do oceny istotności zmian analizowanych danych biomechanicznych w kolejnych wyskokach CMJ wykonywanych z dodatkowym obciążeniem wykorzystano test ANOVA dla danych powtarzanych wraz z analizą post-hoc Tukeya (HSD). Przyjęto poziom istotności $p < 0,05$ jako istotny statystycznie.

3. Wyniki

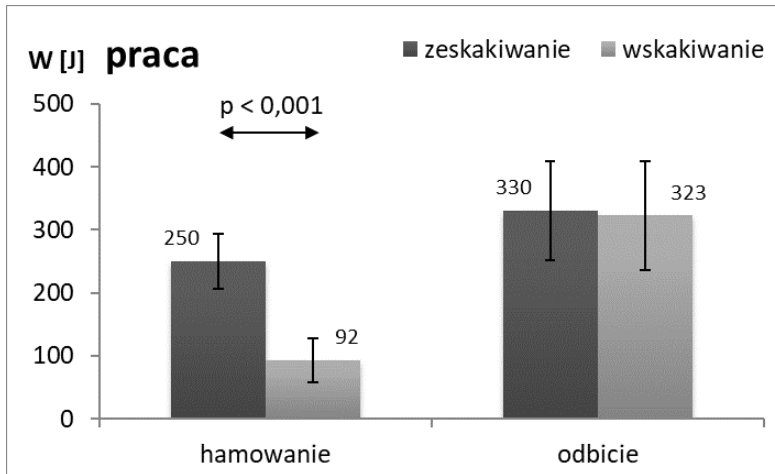
W pierwszym eksperymencie oceniano parametry biomechaniczne odbicia od platformy dynamometrycznej. W obu wariantach badani lądowali na platformę, z tym że w pierwszej części zeskakiwali w dół z 30 cm podwyższenia, a w drugiej części wskakiwali na 30 cm podwyższenie. W takim układzie można było ocenić zarówno wartości hamowania po naskoku, jak i odbicia w górę.

Średnie dla grupy wartości sił hamowania i odbicia przedstawiono na Ryc. 4. Zarówno podczas zeskakiwania, jak i wskakiwania wartości sił hamowania były istotnie wyższe ($p < 0,01$) niż siły generowane podczas odbicia. Porównując warianty naskoku można zauważyć, że hamowanie ruchu (amortyzacja) powodowało powstawanie istotnie większych wartości siły ($p < 0,001$) przy zeskakiwaniu (1980 ± 477 N) niż podczas wskakiwania na podwyższenie (1415 ± 299 N). Wartości siły odbicia nie różniły się istotnie od siebie.



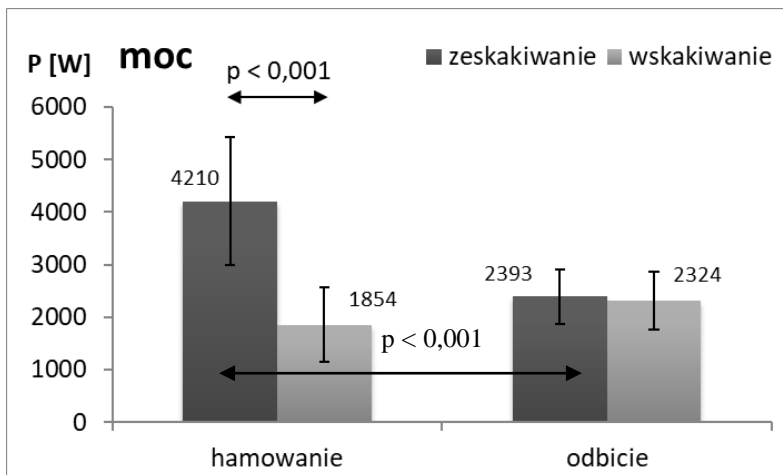
Ryc. 4 Średnie \pm SD wartości piksu siły hamowania i odbicia w próbach zeskakiwania i wskakiwania na podwyższenie.

Bez względu na kierunek ruchu (w górę lub w dół), badani w czasie odbić od platformy wykonywali istotnie większą ($p < 0,001$) pracę mechaniczną niż podczas hamowania ruchu po naskoku (Ryc. 5). Istotne różnice ($p < 0,001$) między rodzajami skoków pojawiły się tylko dla fazy hamowania, w której wykonano większą pracę zeskakując (średnio 250 ± 44 J) niż wskakując (92 ± 35 J).



Ryc. 5 Średnie \pm SD wartości pracy mechanicznej hamowania i odbicia w próbach zeskakiwania i wskakiwania na podwyższenie.

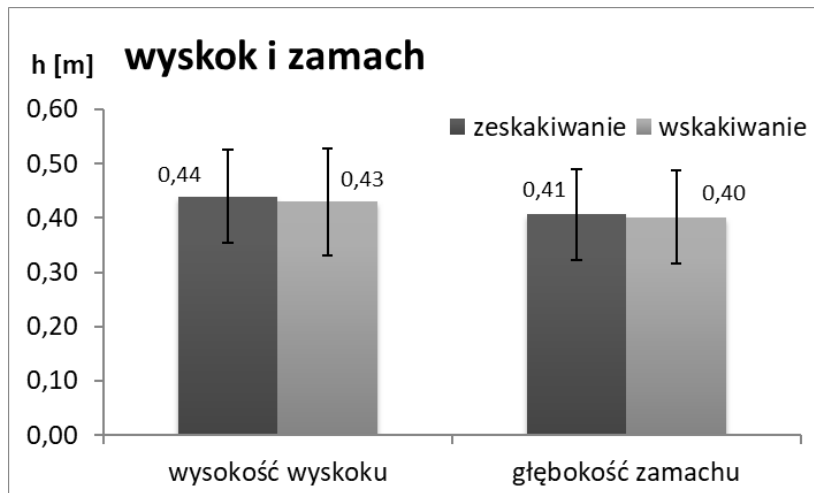
Największy pik mocy (średnio 4210 ± 1222 W) zanotowano podczas hamowania ruchu po zeskoku z podwyższenia (Ryc. 6).



Ryc. 6 Średnie \pm SD wartości piku mocy hamowania i odbicia w próbach zeskakiwania i wskakiwania na podwyższenie.

Wartości te były prawie dwukrotnie wyższe ($p < 0,001$) niż podczas odbicia (2393 ± 522 W) oraz ponad dwukrotnie wyższe w porównaniu do hamowania po wskakiwaniu na skrzynię (1854 ± 710 W). Wartości odbicia były na zbliżonym poziomie zarówno podczas wyskoku CMJ po zeskoku (2393 ± 522 W) jak i po wskoczeniu (2324 ± 552 W) na podwyższenie.

W obu wariantach eksperymentu badani po naskoku na platformę dynamometryczną mieli za zadanie wykonać maksymalny wyskok pionowy z zamachem. Bez względu na to czy wskakiwali na skrzynię czy z niej zeskakiwali, głębokość zamachu oraz wysokość wyskoku były na bardzo zbliżonym poziomie, nie różniącym się statystycznie od siebie (Ryc. 7).



Ryc. 7 Średnie \pm SD wartości wysokości uniesienia środka ciężkości oraz głębokości zamachu w próbach zeskakiwania i wskakiwania na podwyższenie.

W drugiej części badań oceniano wpływ dodatkowego obciążenia na parametry biomechaniczne wyskoku pionowego. Łącznie każdy z badanych wykonał 11 wyskoków pionowych CMJ, pierwszy bez obciążenia, a kolejne z dokładanymi ciężarkami o masie 1 kg, aż do obciążenia równego 10 kg. W tabeli 1 przedstawiono wartości średnie dla grup wraz z odchyleniami standardowymi (SD) dla głównych parametrów odbicia w próbach ze zwiększaniem obciążenia. Najwcześniej na dodatkowe obciążenie zareagowały wartości maksymalnej prędkości odbicia i wysokości uniesienia środka ciężkości. Dołożenie 2 kg spowodowało, że wartości obu tych składowych wyskoku stały się istotnie niższe ($p < 0,001$) w stosunku do pomiaru wykonanego bez obciążenia. Dodatkowy 3 kg spowodował, że wartości mocy zaczęły być istotnie niższe ($p < 0,001$) niż podczas wyskoku bez obciążenia. Istotnie mniejszą pracę mechaniczną wybicia niż w pomiarze bez obciążenia uzyskali badani przy obciążeniu 7 kg i więcej. Wartości siły oraz głębokość zamachu nie zmieniały się istotnie przy dokładaniu kolejnych kilogramów obciążenia.

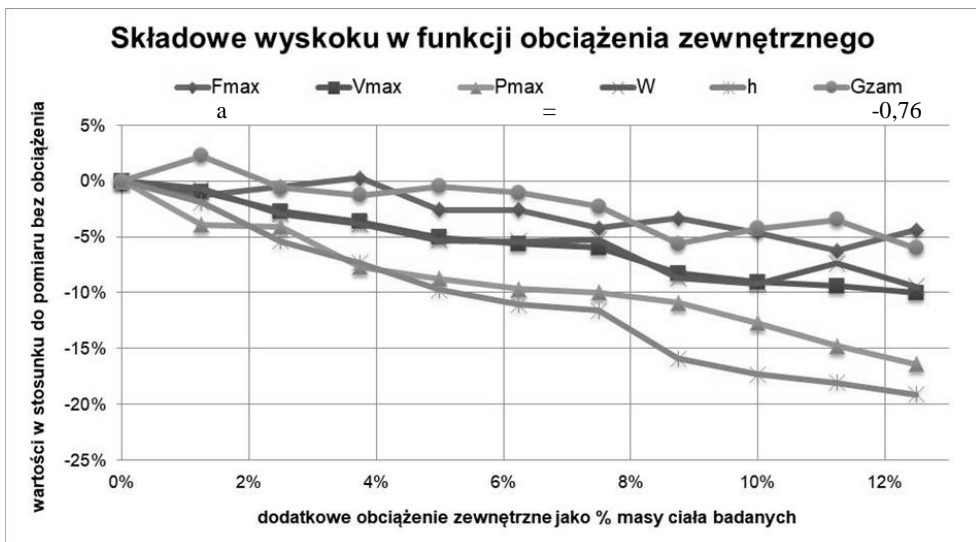
Tab. 1 Średnie \pm SD wartości składowych biomechanicznych odbicia wyskoku CMJ z kolejnym obciążeniem zewnętrznym

obciążenie zewnętrzne	siła odbicia Fmax [N]	prędkość odbicia Vmax [m/s]	moc odbicia Pmax [W]	praca odbicia W [J]	wysokość uniesienia SC h [m]	głębokość zamachu Gzam [m]
0 kg	1228 \pm 203	2,99 \pm 0,21	2924 \pm 636	370 \pm 68	0,46 \pm 0,07	-0,41 \pm 0,05
1 kg	1213 \pm 257	2,97 \pm 0,20	2809 \pm 668	367 \pm 64	0,45 \pm 0,06	-0,42 \pm 0,07
2 kg	1222 \pm 271	2,91 * \pm 0,21	2804 \pm 688	359 \pm 68	0,43 * \pm 0,06	-0,40 \pm 0,07
3 kg	1232 \pm 218	2,88 * \pm 0,20	2699 * \pm 675	356 \pm 67	0,43 * \pm 0,06	-0,40 \pm 0,06
4 kg	1197 \pm 199	2,84 * \pm 0,20	2668 * \pm 632	350 \pm 69	0,41 * \pm 0,06	-0,40 \pm 0,06
5 kg	1196 \pm 181	2,83 * \pm 0,19	2641 * \pm 645	350 \pm 67	0,41 * \pm 0,06	-0,40 \pm 0,06
6 kg	1176 \pm 240	2,82 * \pm 0,20	2631 * \pm 657	351 \pm 66	0,41* \pm 0,06	-0,40 \pm 0,07
7 kg	1187 \pm 224	2,75 * \pm 0,20	2604 * \pm 648	338 * \pm 65	0,39 * \pm 0,06	-0,38 \pm 0,06
8 kg	1172 \pm 202	2,72 * \pm 0,18	2552 * \pm 601	336 * \pm 62	0,38 * \pm 0,05	-0,39 \pm 0,06
9 kg	1151 \pm 210	2,71 * \pm 0,16	2492 * \pm 543	343 * \pm 54	0,38 * \pm 0,04	-0,39 \pm 0,06
10 kg	1174 \pm 221	2,69 * \pm 0,19	2444 * \pm 594	335 * \pm 61	0,37 * \pm 0,05	-0,38 \pm 0,05

* ANOVA (post hoc Tukeya) wartości istotnie niższe niż bez obciążenia ($p < 0,05$)

Na rycinie 8 przedstawiono omawiane powyżej wartości unormowane procentowo do pierwszego pomiaru, czyli wyskoku wykonanego bez dodatkowego obciążenia. W wyniku takiej transformacji danych można porównać razem zarówno wielkości jak i przebiegi zmian wszystkich wartości z poszczególnych wyskoków. Tym razem obciążenie zewnętrzne wyrażono indywidualnie dla każdego uczestnika w procentach masy jego ciała, czyli wyliczono obciążenie względne. Największą różnicę zanotowano dla wysokości uniesienia środka ciężkości, ponieważ przy największym dołożonym ciężarze 10 kg, wartości te były o 19% niższe niż w wyskoku bez obciążenia. Podobnie moc odbicia, która sukcesywnie spadała przy dokładaniu kolejnych kilogramów, aby przy największej zastosowanej ich liczbie stanowić jedynie 83% mocy osiągniętej w pierwszym wyskoku. Dynamikę spadku wartości w funkcji zwiększającego się obciążenia zewnętrznego opisuje współczynnik nachylenia „a” równania prostej regresji

($y = ax + b$) wzdłuż której układają się wartości wszystkich 11 pomiarów dla analizowanej cechy. Im większa wartość bezwzględna tego współczynnika (nachylenia) tym większe spadki wartości wraz z dodawanymi kilogramami obciążenia. Największe nachylenie wystąpiło dla wysokości uniesienia środka ciężkości i maksymalnej mocy odbić. Następnie dla wykonanej pracy mechanicznej i prędkości odbicia, notując dla obu tych parametrów wartości o 10% niższe niż w wyskoku bez obciążenia. Pięcioprocentowy spadek siły odbicia oraz głębokość wykonywanego zamachu nie były istotnie różne od osiągnięć z wyskoku bez obciążenia.



Ryc. 8 Charakterystyka porównawcza wszystkich badanych parametrów wyskoku CMJ w zależności od zastosowanego obciążenia zewnętrznego. Obciążenie zewnętrzne wyrażono w procentach masy ciała badanych. a – współczynnik nachylenia prostej regresji opisującej zmiany poszczególnych parametrów.

4. Dyskusja

Głównym celem pierwszego eksperymentu było określenie biomechanicznych parametrów amortyzacji po zeskoku oraz wybicia pionowego wykonanego po naskoku na platformę dynamometryczną. Zmiana obciążenia wyskoku regulowana była poprzez kierunek naskoku (w górę lub w dół) przed wybiciem. Technika wykonania obu wersji naskoku była taka sama, a jedynym kryterium różnicującym te dwa warianty był pionowy kierunek ruchu. Podczas amortyzacji lądowania mięśnie kończyn dolnych (głównie prostowniki w stawie biodrowym i kolanowym oraz zginacze podszewowe stopy) rozciągają się i pracując ekscentrycznie hamują ruch obniżania środka ciężkości. Następnie podczas wybicia, te same zespoły mięśniowe w skurczu koncentrycznym napędzają ruch pionowo w górę powodując uniesienie środka ciężkości i wyskok. Ponieważ skurcz koncentryczny następuje bezpośrednio po ekscentrycznym, to jest to

typowe działanie o charakterze plyometrycznym i jednocześnie jest to mechanizm wykorzystujący zamach do uzyskania większych efektów odbicia. Bez względu na to czy ćwiczący zeskakiwali czy wskakiwali na podwyższenie, to amortyzowali lądowanie obniżając środek ciężkości o ok. 40 cm, a następnie wybijali się uzyskując uniesienie środka ciężkości na podobną średnią wysokość 43-44 cm. Należy zaznaczyć, że amortyzacja po naskoczeniu na platformę ściśle związana była z koniecznością wykonania wyskoku, dlatego badani bez względu na kierunek skoku, odruchowo wykonywali optymalny dla nich zamach. Okazuje się, że głębokość zamachu jest własnością osobniczą i nie ma na nią wpływu wysokość z jakiego następuje naskok. Do podobnych wniosków doszli Sahabuddin i wsp. [2014], którzy porównując zeskoki kobiet i mężczyzn z wysokości 30 i 45 cm nie wykazali istotnych różnic w kątach stawów biodrowego, kolanowego i skokowego podczas amortyzacji w obu tych zeskokach.

Na podstawie powyższych podobieństw można zauważyć, że 30 cm podwyższenia to wysokość, która nie wpłynęła negatywnie na technikę wyskoku pionowego, ponieważ ani nie zwiększyła się amortyzacja po zeskoku w dół, ani nie zmniejszyła się wysokość uniesienia środka ciężkości po wskoczeniu w górę na skrzynię. Wysokość 30 cm jest stosunkowo niewielka ale jednocześnie utylitarna ponieważ stanowi wysokość ok 2 stopni schodów (30 cm). Wysokość ta nie utrudniała badanym wskakiwania, co potwierdzają parametry wybicia po naskoku, ale jednocześnie spowodowała istotne różnice w amortyzacji lądowania. Thapa i wsp. [2020] wykazali, że wraz ze wzrostem wysokości zeskoku od 35 do 72 cm rośnie wartość siły reakcji podłoża, natomiast parametry odbicia jak siła, prędkość i moc pozostają na zbliżonym poziomie bez względu na zwiększanie wysokości podwyższenia. Podobnie Prieske i wsp. [2019] badając parametry zeskoku DJ z podwyższenia u mężczyzn i kobiet uprawiających piłkę ręczną wykazali, że wysokość 35 cm jest w porównaniu do 20 cm i 50 cm, najlepszą wysokością naskoku do uzyskania optymalnych wartości siły, mocy i prędkości. Natomiast Tomasevich i wsp. [2020] na podstawie własnego eksperymentu sugerują, że optymalna dla wartości piku mocy wysokość naskoku powinna stanowić 21 ± 10 % wysokości ciała ćwiczących, co w przeprowadzonych powyżej badaniach przekładało by się na wartości ok. 38 cm.

Porównując składowe obu wariantów wyskoku widać, że istotne różnice wystąpiły tylko dla analizowanych parametrów związanych z hamowaniem po wskoczeniu na platformę. Wartości mocy, pracy i siły reakcji podłoża były ponad dwukrotnie wyższe podczas lądowania po zeskoku z podwyższenia niż podczas lądowania po wskoczeniu na podwyższenie. Natomiast, brak jest istotnych różnic dla wartości odbicia, bez względu na wstępny kierunek ruchu. Czyli zarówno podczas zeskakiwania jak i wskakiwania na podwyższenie obciążenie pracujących mięśni było podobne w fazie odbicia, bez względu na kierunek ruchu góra czy dół. Koncentryczny charakter pracy mięśni nie różnicował obu wariantów eksperymentu. Natomiast wyraźnie różniły się wartości hamowania, czyli ekscentryczny charakter pracy mięśni wydaje się być kluczowy w określaniu obciążenia treningowego podczas wskakiwania lub zeskakiwania z podwyższenia. Można zatem stwierdzić, że różnica pomiędzy wskakiwaniem na schody, a zeskakiwaniem przejawia

się tylko w fazie hamowania ruchu po wylądowaniu, czyli podczas ekscentrycznej pracy mięśni.

Podobny eksperyment opisali Arazi i wsp. [2016], porównując dwie grupy w treningu plyometrycznym, z których jedna wskakiwała na 50 cm skrzynię, a druga zeskakiwała ze skrzyni. Eksperyment wykazał, że zeskoki ze skrzyni, czyli wysiłek o ekscentrycznym charakterze pracy mięśni był bardziej obciążający dla ćwiczących, ale jednocześnie korzystniejszy dla poprawy wysokości wyskoku pionowego. Potwierdziły to również poprzednie badania własne [Staniszewski i wsp. 2021] w których wykazano, że zeskakiwanie ze schodów okazało się bardziej obciążające dla tkanki mięśniowej, o czym świadczą większe tygodniowe różnice w aktywności kinazy kreatynowej w osoczu, a większe obciążenie treningowe w grupie zeskakującej ze schodów przełożyło się na większe przyrosty siły mięśni kończyn dolnych zaangażowanych w wysiłek oraz istotną poprawę wysokości maksymalnego wyskoku pionowego. Istotniejszy progres większości parametrów biomechanicznych podczas zeskakiwania ze schodów z pewnością związany był z ekscentrycznym charakterem pracy mięśni, który pojawia się podczas fazy lądowania na kolejnych stopniach. Hamowanie ruchu po zeskoku powoduje występowanie większych sił reakcji podłoża, ponieważ ruch odbywa się w kierunku działania przyspieszenia ziemskiego. Odwrotnie jest podczas hamowania ruchu wskakiwania, gdzie ruch odbywa się przeciwnie do przyspieszenia ziemskiego powodując sumarycznie mniejsze wartości sił reakcji podłoża. Dlatego też większe siły reakcji podłoża pojawiają się przy zeskakiwaniu [Wang i wsp. 2022], co przekłada się na większe obciążenie pracujących ekscentrycznie mięśni kończyn dolnych, czyli większe obciążenie treningowe.

W drugim eksperymencie strukturę obciążenia wyskoku zmieniano poprzez dodawanie dodatkowego obciążenia, które zwiększano dodając kilogramowe ciężarki zwiększające masę ćwiczącego. Można stwierdzić, że zmiany obciążenia zewnętrznego w granicach do 3% masy ciała nie wpływają na zmiany parametrów wyskoku pionowego, a po przekroczeniu tej granicy zaczynają pojawiać się wartości na poziomie o kilka procent niższym od wyjściowego. Najbardziej czułe na dodatkowe obciążenie okazały się wartości prędkości odbicia oraz wysokość uniesienia środka ciężkości, generując istotnie niższe wartości przy ok. 3% masy ciała. Dopiero przy kolejnym zwiększaniu obciążenia istotnie spadają wartości piku mocy i wykonanej pracy. Natomiast punktem granicznym wydaje się być zwiększenie obciążenia o ok. 10% masy ciała, ponieważ po osiągnięciu tego progu zauważalne jest załamanie krzywej opisującej zmiany, czyli znaczny spadek wartości parametrów wyskoku CMJ. Pik mocy i wysokość uniesienia środka ciężkości to parametry wyskoku, dla których odnotowano największy spadek wartości w funkcji zwiększania obciążenia. Są to również parametry najczęściej analizowane w badaniach uwzględniających wysoki pionowe. Podobne wnioski pojawiły się w pracy Suzovic i wsp. [2013], gdzie największe wartości mocy wyskoku pojawiały się w okolicach masy własnej ćwiczących, czyli bez dodatkowego obciążenia. Po dodaniu obciążenia przekraczającego 2% masy ciała, wartości mocy i wysokości wyskoku sukcesywnie spadały. Również Gutiérrez-Dávila i wsp. [2016] wykazali, że dodanie niewielkiego

obciążenia do 5% masy ciała ćwiczących nie wpływa na zmiany parametrów biomechanicznych wyskoku, ale przekroczenie tej wartości zaczyna wpływać na wydłużenie czasu odbicia i spadek dynamiki wyskoku. Fessl i wsp. [2022] oceniali parametry wyskoku CMJ oraz mocy generowanej w głównych stawach kończyn dolnych, przy obciążeniu zwiększającym się co 20% od 0 do 80 % masy ciała ćwiczących. Wysokość wyskoku sukcesywnie spadała wraz z dodatkowym obciążeniem, natomiast pik mocy prostowników stawu biodrowego nie zmieniał się istotnie, pik mocy prostowników stawu kolanowego zmniejszał się, a pik mocy dla zginania podszwowego w stawie skokowym rósł wraz ze wzrostem dodanej masy. Taylor i wsp. [2014] aplikując równie duże obciążenia, zwiększali dodatkową masę od 10 do 50% masy ciała wśród zawodników i zawodniczek różnych dyscyplin sportu. Wraz ze wzrostem obciążenia o kolejne 10% notowali sukcesywnie mniejsze wartości mocy i prędkości odbicia oraz wysokości wyskoku.

Warto zauważyć, że zwiększanie obciążenia do 10% - 12% masy ciała nie wpłynęło istotnie na siłę odbicia oraz głębokość zamachu. Można zatem stwierdzić, że badani w każdej próbie odbijali się z maksymalną siłą, a zwiększające się obciążenie wpływało na te parametry wyskoku, które związane są z przeciwstawianiem się sile ciężkości, czyli pokonywaniem przyspieszenia ziemskiego, którego wektor działa w tym samym kierunku, ale o przeciwnym zwrocie niż przyspieszenie nadawane podczas odbicia w górę [Grimshaw i wsp 2014]. Ponieważ w wyniku dodawania obciążenia prędkość odbicia spada, a siła pozostaje bez istotnych zmian to bazując na wzorze na moc ($P=F \cdot V$) można stwierdzić, że zwiększenie obciążenia zewnętrznego wpływa przede wszystkim na składowe szybkościowe mocy odbicia, czyli tzw. dynamikę wyskoku.

Przeprowadzone dwa eksperymenty potwierdziły, że wprowadzenie niewielkich zmiennych w strukturze obciążenia wyskoku pionowego powoduje istotne zmiany w parametrach biomechanicznych wyskoku. Zmiany te związane są z większym obciążeniu pracujących mięśni. Podczas zeskoków z podwyższenia zmiany wiązały się z większymi wartościami mocy w fazie hamowania/amortyzacji czyli podczas skurczu ekscentrycznego. Odwrotnie podczas wyskoków CMJ, gdzie dodatkowe obciążenie sprawiło obniżenie wartości mocy, czyli mięśnie w skurczu koncentrycznym nie były w stanie wygenerować mocy odbicia zbliżonej do wartości bez obciążenia.

Na podstawie przeprowadzonych badań należy stwierdzić, że podczas zeskoków z podwyższenia amortyzacja po kontakcie z podłożem jest fazą, która ma większe znaczenie w kwestii wielkości obciążenia, niż następujące później odbicie. Warto również dodać, że głębokość amortyzacji po naskoku DJ lub głębokość zamachu w wyskoku CMJ jest jedynym parametrem, który pozostaje bez zmian bez względu na kierunek naskoku lub dodane obciążenie dodatkowe i wynosi średnio ok 40 cm. Głębokość amortyzacji/zamachu wydaje się zatem stałą składową biomechaniczną, która związaną jest z indywidualną techniką wyskoku pionowego. Można również stwierdzić, że głębokość obniżenia środka ciężkości przed wybiciem mocno jest odporna na zakłócenia zewnętrzne w postaci większego obciążenia. Badani nie kompensowali głębokością

amortyzacji przeciążeń układu ruchu po lądowaniu z wysokości jak również nie kompensowali głębokością zamachu wybicia z dodanym obciążeniem zewnętrznym.

Wnioskowanie z przeprowadzonych badań ma swoje ograniczenia. Skuteczność wskakiwania i zeskakiwania oceniana była jedynie dla wysokości 30 cm. Mimo, że jest to wysokość często pojawiająca się w badaniach naukowych i praktyce trenerskiej, to dla pełnego obrazu właściwości poszczególnych faz wyskoku powinno się dodatkowo zbadać próby wykonywane przy wykorzystaniu innych wysokości naskoku. Niewielkie, kilkuprocentowe zwiększenie masy ćwiczącego spowodowało spadek większości parametrów wyskoku CMJ. Aby jednak poznać kompletną charakterystykę zmian wartości tych parametrów w funkcji obciążenia, należałoby kontynuować pomiary z dodawaniem ciężaru do spotykanego w literaturze poziomu stanowiącego 80% masy ciała ćwiczących.

Przeprowadzone badania uprawniają do wyciągnięcia wniosków aplikacyjnych, które pomocne mogą być w pracy trenerskiej. Wykorzystując podwyższenie lub schody w treningu siły i mocy warto nie ograniczać się jedynie do wskakiwania, ale wykorzystać dodatkowo zeskakiwanie w dół, które ze względu na ekscentryczny charakter pracy mięśni, wywołuje większe obciążenia aparatu ruchu co może przełożyć się na korzystniejsze, potreningowe zmiany parametrów biomechanicznych kończyn dolnych. Planując trening mocy bazujący na ćwiczeniach skocznościowych z dodatkowym obciążeniem zewnętrznym warto pamiętać, aby zwiększyć to obciążenie o minimum 5% masy ciała badanego, ponieważ dopiero wtedy dodatkowe obciążenie zacznie stanowić istotny bodziec treningowy.

Źródła finansowania: Praca naukowa była finansowana przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego w latach 2020/2022 w ramach Szkoły Naukowej AWF w Warszawie - SN nr 5 „Biomedyczne uwarunkowania sprawności fizycznej i treningu sportowego dorosłej populacji”

Piśmiennictwo

- [1] ADACH Z. (2002) *Charakterystyka cech siłowo-szybkościowych wybranych grup mięśniowych mężczyzn w różnym wieku a poziom wydolności anaerobowej-fosfagenowej*. AWF Poznań:140-145.
- [2] AFIFI M., HINRICHS R. (2012) *A mechanics comparison between landing from a countermovement jump and landing from stepping off a box*. Journal Of Applied Biomechanics;28(1):1-9.
- [3] AKL A.R. (2013) *The role of biomechanical parameters and muscle activity during eccentric and concentric contractions in vertical jump performance*. Journal of Physical Education & Sport;13(3):430-437.
- [4] ALEMDAROĞLU U., DÜNDAR U., KÖKLÜ Y., AŞCI A., FINDIKOĞLU G. (2013) *The effect of exercise order incorporating plyometric and resistance training on isokinetic leg strength and vertical jump performance: A comparative study*. Isokinetics & Exercise Science;21(3):211-217.
- [5] ALPTEKIN A., KILIÇ Ö., MAVIŞ M. (2013) *The effect of an 8-week plyometric training program on sprint and jumping performance*. Serbian Journal Of Sports Sciences;7(2):45-50.

-
- [6] ARAZI, H., ABBAS A., AND JABAR C. (2016) *Perceived muscle soreness, functional performance and cardiovascular responses to an acute bout of two plyometric exercises*. Montenegrin Journal of Sports Science and Medicine 5.2: 17.
- [7] BRIDGEMAN L.A., MCGUIGAN M.R., GILL, N.D. (2015) *Eccentric Exercise as a Training Modality: A Brief Review*. Journal of Australian Strength & Conditioning;23(5):52–64
- [8] CARVALHO A., MOURÃO P., ABADE E.(2014) *Effects of Strength Training Combined with Specific Plyometric exercises on body composition, vertical jump height and lower limb strength development in elite male handball players: a case study*. Journal Of Human Kinetics;41:125-132.
- [9] CHELLY M., HERMASSI S., AOUADI R., SHEPHARD R. (2014) *Effects of 8-week in-season plyometric training on upper and lower limb performance of elite adolescent handball players*. Journal Of Strength And Conditioning Research;28(5):1401-1410.
- [10] CHEN-YI SONG, HSIEN-TE PENG, KERNOZEK TW, YU-HAN WANG. (2010) *Biomechanical Strategy during Plyometric Barrier Jump- Influence of Drop-Jump Heights on Joint Stiffness*. International Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive;28:1-4.
- [11] CHIMERA N., SWANIK K., SWANIK C., STRAUB S. (2004) *Effects of Plyometric Training on Muscle-Activation Strategies and Performance in Female Athletes*. Journal Of Athletic Training;39(1):24-31.
- [12] ČOH M., BRAČIĆ M., PEHAREC S., BAČIĆ P., BRATIĆ M., ALEKSANDROVIĆ, M. (2011) *Biodynamic Characteristics of Vertical and Drop Jumps*. Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis;17:24–36.
- [13] COHN S. H., VARTSKY D., YASURURA S., SAVITSKY A., ZANZI I., VASWA-IN A., ELLIS K. L. (1980) *Compartmental body composition based on total body potassium, and calcium*. J. Physiol;239:524-530.
- [14] DE HOYO M., POZZO M., MORÁN-CAMACHO E., Sañudo B., Carrasco L., Gonzalo-Skok O., Domínguez-Cobo S., Morán-Camacho E. (2015) . *Effects of a 10-Week In-Season Eccentric-Overload Training Program on Muscle-Injury Prevention and Performance in Junior Elite Soccer Players*. International Journal Of Sports Physiology & Performance;10(1):46-52.
- [15] DOUGLAS J., PEARSON S., ROSS A., MCGUIGAN M. (2017) *The Determinants of Fast Stretch-Shortening Cycle Function during a Drop Jump in Elite Nz Track and Field Athletes*. New Zealand Journal of Sports Medicine;44(1):33.
- [16] FAULKINBURY K., STIEG J., TRAN T., BROWN L., COBURN J., JUDELSON D. (2011) *Effects of depth jump vs. box jump warm-ups on vertical jump in collegiate vs. club female volleyball players*. Medicina Sportiva;15(3):103-106.
- [17] FERNANDEZ-FERNANDEZ J., SÁEZ DE VILLARREAL E., SANZ-RIVAS D., MOYA M.(2016) *The Effects of 8-Week Plyometric Training on Physical Performance in Young Tennis Players*. Pediatric Exercise Science;28(1):77-86.
- [18] FESSL I, HARBOUR E, KRÖLL J, SCHWAMEDER H. (2022) *Effect of Additional Loads on Joint Kinetics and Joint Work Contribution in Males and Females Performing Vertical Countermovement Jumps*. Biomechanics;2(3):319-330.
- [19] FLORIAN B. (2012) *Study regarding importance of plyometric training in developing the jump for volleyball players – juniors*. Scientific Journal Of Education, Sports & Health;13(2):166-176.
- [20] GRIMSHAW P., LEES A., FOWLER N., BURDER A., (2010) *Biomechanika Sportu*, Warszawa, Wydawnictwo Naukowe PWN: 207-2014.
-

- [21] GUTIÉRREZ-DÁVILA M, GONZÁLEZ C, GILES FJ, GALLARDO D, ROJAS FJ. (2016) *Effect of Light Overloads on Countermovement Vertical Jump Performance.* / Efecto De Sobrecargas Ligeras Sobre El Rendimiento Del Salto Vertical Con Contramovimiento. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*;16(64):633-648.
- [22] HALL E., BISHOP D., GEE T.(2016) *Effect of Plyometric Training on Handspring Vault Performance and Functional Power in Youth Female Gymnasts.* *Plos ONE*;11(2):1-10.
- [23] HERMASSI S., GABBETT T., INGEBRIGTSEN J., DEN TILLAAR R., CHELLY M., CHAMARI K.(2014) *Effects of a Short-Term In-Season Plyometric Training Program on Repeated- Sprint Ability, Leg Power and Jump Performance of Elite Handball Players.* *International Journal Of Sports Science & Coaching*;9(5):1205-1216.
- [24] HUNNICUTT J., ELDER C., DAWES J., ELDER A.(2016) *The Effects of a Plyometric Training Program on Jump Performance in Collegiate Figure Skaters: A Pilot Study.* *International Journal Of Exercise Science*;9(2):175-186.
- [25] JASTRZEBESKI, Z., Wnorowski K., Mikolajewski R., Jaskulska E., Radziminski Ł. (2014) *The effect of a 6-week plyometric training on explosive power in volleyball players.* *Baltic Journal of Health and Physical Activity* 6.2: 79-89.
- [26] LEHANCE C., CROISIER J-L., BURY T. (2005) *Validation du système Optojump en tant qu'outil d'évaluation de la force-vitesse (puissance) des membres inférieurs.* *Science & Sports*;20(3):131-135.
- [27] LEHNERT M., HRŁKA K., MALÝ T., FOHLER J., ZAHÁLKA F. (2013) *The effects of a 6 week plyometric training programme on explosive strength and agility in professional basketball players.* *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*;43(4):7-15.
- [28] LOUDER T., BRESSEL M., BRESSEL E. (2015) *The Kinetic Specificity of Plyometric Training: Verbal Cues Revisited.* *Journal Of Human Kinetics*;49(1):201-208.
- [29] MAKARUK H., SACEWICZ T. (2011) *The effect of drop height and body mass on drop jump intensity.* *Biology Of Sport*;28(1):63-67.
- [30] MALISOUX L., GETTE P., URHAUSEN A., BOMFIM J., THEISEN D. (2017) *Influence of sports flooring and shoes on impact forces and performance during jump tasks.* *PLoS ONE*;12(10): 1–12.
- [31] MATEOS-ANGULO, ALVARO, ALEJANDRO GALÁN-MERCANT, AND ANTONIO IGNACIO CUESTA-VARGAS. (2020) *Kinematic Mobile Drop Jump Analysis at Different Heights Based on a Smartphone Inertial Sensor.* *Journal of human kinetics* 73.1: 57-65.
- [32] MIRZAEI B., NORASTEH A., DE VILLARREAL E., ASADI A. (2014) *Effects of six weeks of depth jump vs. countermovement jump training on sand on muscle soreness and performance.* *Kinesiology*;46(1):97-108.
- [33] MOHAMED M., ALI S., MOHAMAD S. (2014) *The effectiveness of plyometric training on muscle strenght for soccer players.* *Ovidius University Annals, Series Physical Education & Sport/Science, Movement & Health*;14(2):163-169.
- [34] PRIESKE O, CHAABENE H, PUTA C, BEHM DG, BÜSCH D, GRANACHER U. (2019) *Effects of Drop Height on Jump Performance in Male and Female Elite Adolescent Handball Players.* *International Journal of Sports Physiology & Performance*;14(5):674-680.
- [35] RAHIMI R., ARSHADI P., BEHPUR N., BOROUJERDI S., RAHIMI M. (2006) *Evaluation of plyometrics, weight training and their combination on angular velocity.* *Facta Universitatis: Series Physical Education & Sport*;4(1):1-8.
- [36] RYSZCZUK M., GAJEWSKI J., GÓRSKI M., MAZUR-RÓŻYCKA J. (2013) *Zmiany parametrów wyskoku pionowego pod wpływem dodatkowego obciążenia zewnętrznego.* *Wychowanie Fizyczne i Sport*, 57 (4): 143-150.

-
- [37] SAHABUDDIN F.N.A., JAMALUDIN N.I., BAHARI H.S., NAJIB R.K.M.R., SHAHARUDIN S. (2021) *Lower limb biomechanics during drop vertical jump at different heights among university athletes*. Journal of Physical Education and Sport; 21.4: 1829-1835.
- [38] SECOMB J., FARLEY O., LUNDGREN L., TRAN T., NIMPHIUS S., SHEPPARD J. (2014) *The effect of initial lower-body strength on the training-specific adaptations resulting from combined plyometric and gymnastics training*. Journal Of Australian Strength & Conditioning;22(5):61-64.
- [39] SHELIVAM P., SINGH J., SINGH G. (2013) *Effects of six week plyometric training and aerobic training on selected motor fitness components among basketball players*. International Journal Of Sports Sciences & Fitness;3(1):117-123.
- [40] STANISZEWSKI M., Hammoud N., Zybko P., Witek K., Tkaczyk J., Urbanik Cz. (2021) *Effect of concentric vs. eccentric variant of lower limbs plyometric training on biomechanical and biochemical parameters*. European Journal of Sport Science; 21.3: 351-358.
- [41] STANISZEWSKI M., MASTALERZ A., URBANIK Cz. (2006) *The influence of a four-week training on an inclined plane on the isokinetic knee power*. Acta of Bioengineering and Biomechanics;8(2):51-58.
- [42] SUZOVIC D., MARKOVIC G., PASIC M., JARIC S. (2013) *Optimum Load in Various Vertical Jumps Support the Maximum Dynamic Output Hypothesis* Int J Sports Med; 34(11): 1007-1014
- [43] TAYLOR SJ, TAYLOR K-L. (2014) *Normative Data for Mechanical Variables during Loaded and Unloaded Countermovement Jumps*. Journal of Australian Strength & Conditioning;22(2):26-32.
- [44] THAPA RK, KUMAR A, SHARMA D. (2020) *Effect of drop height on different parameters of drop jump among soccer players*. Trends in Sport Sciences;27(1):13-18. Accessed November 5, 2022.
- [45] TOMASEVICZ CL, HASENKAMP R, RANSONE JW, JONES D.(2020) *Optimal depth jump height quantified as percentage of athlete stature*. Journal of Human Sport & Exercise. 2020;15(3):682-691. Accessed November 5, 2022.
- [46] WANG I-L, LI Y-G, SU Y, YOU S., ZHANG K., CHEN CH., WANG S.(2022) *The Effect of Repetitive Drop Jumps among Different Heights on Bilateral Asymmetry of Countermovement Jumps*. Symmetry (20738994);14(2): 1-14.

Wielkość krzywizn fizjologicznych kręgosłupa, a zakresy ruchomości w stawach biodrowych i ramiennych

P. TABOR¹, E. OLSZEWSKA¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie
e- mail: piotr.tabor@awf.edu.pl, elzbieta.olszewska@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: postawa ciała, Diers, krzywizny fizjologiczne kręgosłupa, przykurcze mięśni, zakres ruchomości

1. Wstęp

Postawa ciała rozumiana jako nawyk ruchowy rozpatrywana jest jako akt dynamiczny uwarunkowany koordynacją nerwowo – mięśniową [Błaszczuk 2004]. Należy jednak podkreślić, że podstawą pozycji spionizowanej jest kręgosłup wraz z krzywiznami fizjologicznymi oraz połączone z nim obręcze barkowa i biodrowa [Bergmark 1989; Claus i wsp. 2009; Kapandji 2013]. Istotne znaczenie w kontekście funkcjonalnym ma również ustawienie głowy, która powinna być w pionie i znajdować się nad obręczą barkową [Kapandji 2013]. Takie ustawienie głowy powoduje, że poziom oczu odpowiada płaszczyźnie poziomej, co przekłada się na prawidłową pracę gałek ocznych, także w kontekście ruchów głowy (ruchy odruchowe i posturalne oczu) [Józefowicz-Korczyńska 2004]. Także miednica ustawiona w przodopochyleniu warunkuje odpowiednie wygięcie lordotyczne kręgosłupa w odcinku lędźwiowym [Kapandji 2013].

Funkcjonalne zdolności kręgosłupa wyrażone są poprzez odpowiedni układ i połączenie struktur kostnych i odpowiednie napięcie mięśni szkieletowych, które współpracując ze sobą aktywnie przeciwstawiają się sile ciężkości [Nowotny i Nowotny-Czupryna 2015]. Mięśniowo-szkieletowe połączenie kręgosłupa z obręczą kończyny górnej przekłada się na zależność funkcjonalną obu segmentów. Wzajemny układ tych elementów warunkuje utrzymanie postawy spionizowanej i jej prawidłowość [Singla i Veqar 2017]. W badaniach wykazano, że odcinek piersiowy pełni kluczową rolę w funkcjach ruchowych kończyny górnej [Heneghan i wsp. 2019], podobnie, jak obręcz barkowa warunkuje ruchy kręgosłupa [Crosbie i wsp. 2008].

Utrzymanie postawy ciała w pionie, to także odpowiednie relacje w ustawieniu kręgosłupa względem miednicy. Analiza anatomiczna wykazała, że w warunkach fizjologicznych miednica jest ustawiona w przodopochyleniu, co powoduje wygięcie lordotyczne kręgosłupa w odcinku lędźwiowym [Kapandji 2013]. Techniki pomiaru kąta przodopochylenia miednicy są różne. Kutzner-Kozińska [2004] określa kąt przodopochylenia miednicy jako kąt zawarty pomiędzy płaszczyzną poziomą, a linią łączącą spójnienie łonowe ze środkiem kręgu L5 (wejście miednicy). Inna ocena wielkości

przodopochylenia miednicy to pomiar kąta pomiędzy płaszczyzną poziomą, a prostą przechodzącą przez kolce biodrowe górne, przednie i tylne [Le Huec i wsp. 2019].

Powszechnie znany jest pogląd dotyczący zależności ustawienia miednicy i wielkości lordozy lędźwiowej, pomimo, że mechanizm ten jest złożony. Dotyczy to różnych pozycji, które przyjmuje osobnik – stojąca, siedząca, czy leżąca [Marques i wsp. 2018]. Wielkość lordozy lędźwiowej jest również zależna od ustawienia kości krzyżowej w płaszczyźnie strzałkowej [Le Huec i wsp. 2019; Marques i wsp. 2018]. Funkcjonalność kompleksu lędźwiowo – miednicznego będzie związana z odpowiednim napięciem i współpracą mięśni odpowiedzialnych zarówno za przodopochylenie, jak i tyłopochylenie miednicy [Kasperczyk 2004]. Stabilność, jak i mobilność miednicy ma istotne znaczenia zarówno dla ruchomości kręgosłupa, jak również kończyn dolnych, co będzie realizowane w czasie ruchów lokomocyjnych [Le Huec i wp. 2019].

Zaburzenie wielkości krzywizn fizjologicznych kręgosłupa to najczęściej opisywane wady postawy ciała u dzieci, młodzieży i dorosłych [Kochman i Studzińska 2020; Mrozkowiak 2010]. W charakterystyce typowych wad postawy takich jak plecy okrągłe i wklęsłe opisuje się ich związki z przykurczami mięśni piersiowych oraz zginaczy stawu biodrowego [Grabara 2015; Olszewska i wsp. 2018]. W przypadku dzieci Kutzner-Kozińska wskazuje wręcz, że to przykurcze mięśniowe mogą doprowadzić do powstania wady postawy [2008]. Dane dotyczące charakterystyki tzw. bólów pleców wskazują na istotny ich związek z równowagą napięcia mięśni prawej i lewej kończyny dolnej [Nadler i wsp. 2001]. Dlatego wydaje się być zasadnym sprawdzenie, czy poziom ruchomości obserwowany w całym kompleksie barkowym podczas ruchu zginania kończyny górnej wiąże się z wielkością kifozy piersiowej. Analogicznie można się spodziewać negatywnego wpływu wielkości przykurczy zginaczy stawu biodrowego na wielkość lordozy lędźwiowej. Stąd celem niniejszej pracy jest poszukiwanie związków pomiędzy cechami postawy ciała w płaszczyźnie strzałkowej a zakresami ruchomości w kompleksie barkowym i w stawie biodrowym także w płaszczyźnie strzałkowej.

2. Materiał i metody

2.1. Material

Przebadano 115 młodych sprawnych fizycznie mężczyzn będących studentami II roku kierunku wychowanie fizyczne AWF Warszawa. Podstawowe dane antropometryczne badanej grupy zamieszczono w tabeli 1.

Tab. 1 Wartości średnie oraz odchylenia standardowe wieku, wysokości oraz masy ciała badanych

Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]	Masa ciała [kg]
21,2±1,21	182,2±6,19	78,6±9,75

Byli to zdrowi mężczyźni bez przebytych kontuzji i urazów w ostatnim roku poprzedzającym badanie postawy ciała.

2.2. Metoda badań

Do oceny postawy ciała wykorzystano skaner Diers formetic 4D. Jest to nieinwazyjna metoda pozwalająca na uzyskanie obiektywnych danych ilościowych opisujących trój-płaszczyznowe cechy postawy ciała. Badanie polega na wykonaniu 12 zdjęć w ciągu 6 sekund powierzchni pleców oświetlonych odpowiednio zaprogramowanym układem linii poziomych. Obraz rejestrowany jest w paśmie podczerwieni, a wykorzystanie technologii rastrowej pozwala na uzyskanie przestrzennego obrazu powierzchni ciała. Na podstawie mapy punktów pomiarowych wyliczane są automatycznie parametry postawy ciała charakteryzujące je w trzech płaszczyznach. Uzyskane parametry z 12 zdjęć zostały uśrednione. Pozwoliło to na uniknięcie błędów tzw. chwilowej postawy ciała. W analizie wyników wykorzystano normy opracowane na podstawie badań młodych mężczyzn z Niemiec [Schröder i wsp. 2011]. W trakcie pomiaru osoba badana stała tyłem do kamery z odsłoniętą powierzchnią pleców oraz z widoczną szparą pośladkową. Wykluczenie z badań stanowiły duże blizny i tatuaże a także zdjęte musiały być precjoza. Przestrzeń pomiarowa umiejscowiona była przynajmniej w odległości większej niż 1m od ścian pomieszczenia, co wykluczało zaburzenia postawy ciała.

Oceny postawy ciała dokonano za pomocą następujących zamiennych:

- nachylenie tułowia [mm] – wychylenie do przodu lub do tyłu wyrostka kolczystego kręgu C7 w płaszczyźnie strzałkowej ciała w odniesieniu do punktu środkowego między dołeczkami lędźwiowym (DM, środek odcinka łączącego kolce biodrowe tylne górne); norma ± 7 mm, nachylenie w przód sign „+”;
- odchylenie tułowia [mm] – odchylenie boczne wyrostka kolczystego kręgu C7 w płaszczyźnie czołowej ciała od punktu znajdującego się na środku odcinka łączącego dołeczki lędźwiowe (DM, środek odcinka łączącego kolce biodrowe tylne górne); norma ± 4 mm, odchylenie w lewo –sign „-”;
- skośność miednicy [°] – jest to kąt nachylenia linii łączącej dołeczki lędźwiowe względem poziomu
- nachylenie miednicy [°] – jest to kąt opisujący wielkość przodopochylenia miednicy, powstaje w efekcie poprowadzenia w punkcie dołeczek lędźwiowych DM prostych prostopadłych do powierzchni stycznych do dołeczek lędźwiowych, kat ten jest uśrednieniem kątów wyznaczonych w obu dołeczkach;
- skręcenie miednicy [°] – jest to kąt powstały po odjęciu kątów opisujących nachylenie miednicy w każdym z dołeczek, sign „+” oznacz skręcenie w lewą stronę;
- szczyt kifozy piersiowej (KP) [mm] – pionowa odległość szczytu kifozy piersiowej od C7, zamienna przyjmowała wartości ujemne;
- punkt przegięcia piersiowo-lędźwiowego (PL) [mm] – pionowa odległość punktu przegięcia piersiowo-lędźwiowego od C7, zamienna przyjmowała wartości ujemne;
- szczyt lordozy lędźwiowej (LL) [mm] – pionowa odległość szczytu lordozy lędźwiowej od C7, zmienna przyjmowała wartości ujemne;

- głębokość lordozy szyjnej [mm] – pozioma odległość w płaszczyźnie strzałkowej ciała szczytu lordozy szyjnej względem szczytu kifozy piersiowej;
- głębokość lordozy lędźwiowej [mm] – pozioma odległość w płaszczyźnie strzałkowej ciała szczytu lordozy lędźwiowej względem szczytu kifozy piersiowej;
- kąt kifozy [°] – kat w płaszczyźnie strzałkowej ciała (odpowiednik kąta Cobb dla skolioz) zawarty pomiędzy prostymi łączącymi prostą przechodzącą przez wyrostek kolczysty siódmego kręgu szyjnego (C₇) z punktem położenia szczytu kifozy piersiowej (KP) z prostą łączącą punkt KP i oraz punkt przecięcia krzywizny piersiowej i lędźwiowej (PL), norma 39-57°;
- kąt lordozy [°] – kat w płaszczyźnie strzałkowej ciała (odpowiednik kąta Cobb dla skolioz) zawarty pomiędzy prostymi łączącymi prostą przechodzącą przez punkt PL i szczyt lordozy lędźwiowej (LL) z prostą łączącą punkt LL z punktem symetrycznym kolcy biodrowych tylnych górnych (DM), norma 29-43°.

Zakres ruchomości zmierzony został dla obu kończyn dolnych i górnych za pomocą goniometru ręcznego. Pomiaru ruchomości w kompleksie barkowym dokonano w pozycji leżenia tyłem na podwyższeniu z kończynami dolnymi ustawionymi skulnie z maksymalnym dociśnięciem przez współwiczającego kończyn do brzucha. Miało to na celu likwidację ruchu kompensacyjnego lordozy lędźwiowej i pozwalało maksymalnie ujednolicić pozycję pomiarową. Kończyny górne ustawione były maksymalnym zgięciu i odwodzeniu (ramiona dotykały głowy/uszu). Wartość 180° oznaczała położenia ramion w przedłużeniu tułowia, wartość poniżej 180° świadczyła o występowaniu przykurczu mięśni piersiowych. Był tym większy im mniejsza była wartość katowa. Zakres ruchomości w płaszczyźnie strzałkowej w stawie biodrowym oceniany był w pozycji testu Thomasa na podwyższeniu. Badany w leżeniu tyłem (miednica ustawiona była na krawędzi leżanki) przyciągała za pomocą kończyn górnych jedną kończynę dolną maksymalnie skulnie do brzucha. Ustawienie drugiej kończyny dolnej (uda) w linii tułowia oznaczało wartość katową równą 180° i oceniana była jako bracz przykurczu zginaczy stawu biodrowego. Wartość mniejsza wiązała się z występowaniem przykurczu. Pomiaru zakresów ruchomości dokonywała ta sama osoba celem minimalizacji błędów pomiarowych. Dla lewego i prawego stawu obliczono wartość średnią oraz współczynnik asymetrii według wzoru $SI = 2 * (L - P) / (L + P)$ [Herzog i wsp. 1989].

Zmierzono także za pomocą taśmy krawieckiej ruchomość kręgosłupa w odcinu piersiowym za pomocą testu Otta oraz w lędźwiowym za pomocą testu Schobera. Za normę uznano w obu przypadkach wartość 4cm.

Analiza statystyczna przeprowadzona została w pakiecie Statistica 13.3. W pierwszej kolejności oceniono zgodność rozkładów badanych zmiennych z rozkładem normalnym za pomocą testu Kruskala-Wallisa. Ocenę różnic pomiędzy zakresami ruchomości lewej i prawej kończyny przeprowadzono za pomocą testu T dla prób zależnych. W dalszej kolejności badano zależności pomiędzy parametrami postawy ciała a uśrednionymi dla prawej i lewej kończyny zakresami ruchomości przy zastosowaniu współczynnika korelacji prostej Pearsona. Ze względu na wystąpienie niejednoznacznych wyników przeprowadzono analizę skupień na uśredniony zakres ruchomości w kompleksie

barkowym oraz uśredniony zakres ruchomości w stawie biodrowym. Wykorzystując algorytm metody Warda oraz odległości miejskiej (Manhattan) wyróżniono 6 skupień. W dalszej kolejności w każdym oddzielnym skupieniu przeprowadzono analizę korelacji. We wszystkich operacjach granicę ufności przyjęto na poziomie $p \leq 0,05$.

3. Wyniki

Zakresy ruchomości w badanej grupie były symetryczne. Nie odnotowano istotnych różnic pomiędzy wartościami dla lewej i prawej kończyny (Tab. 2). Wartość współczynnika asymetrii zbliżona była do zera. Ruchomość kręgosłupa w odcinku piersiowym była średnio niższa niż wartość normatywna (4 cm) i równała się ok. 2,5 cm. W przypadku ruchomości w odcinku lędźwiowym zakres uzyskany przez badanych średnio nie odbiegał od normy.

Tab. 2 Wartości średnie oraz odchylenia standardowe zakresów ruchomości dla lewego i prawego kompleksu barkowego oraz stawu biodrowego

zmiennie	Lewa kończyna	Prawa kończyna	Średnia kończyn	SI
Kompleks barkowy [°]	174,3±6,98	174,7±7,20	174,5±6,77	-0,2±2,50%
Staw biodrowy [°]	179,3±7,13	179,8±7,65	179,6±7,20	-0,2±1,93%
Test Otta [cm]		2,4±1,22		
Test Schobera [cm]		5,4±1,07		

W dalszej kolejności analizowano wartości uśrednione zakresów ruchomości w kompleksie barkowym i w stawie biodrowym dla lewej i prawej kończyny. W grupie 115 mężczyzn generalnie nie stwierdzono istotnych zależności pomiędzy wielkością przykurczy mięśni piersiowych, a zmiennymi postawy ciała (Tab. 4.). Zauważono natomiast istotną ujemną korelację ruchomości w stawach biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej z nachyleniem miednicy oraz pionowym położeniem takich punktów kręgosłupa jak: położenie szczytu kifozy piersiowej i punktu przegięcia piersiowo-lędźwiowego a także tendencję do wystąpienia podobnego związku w przypadku położenia szczytu lordozy lędźwiowej.

W zakresie oceny postawy ciała badani charakteryzowali się średnio nadmiernym wychyleniem tułowia w przód oraz w lewą stronę (Tab. 3.). Dla obu wielkości odnotowano duże rozrzuty wyników. Natomiast w przypadku wielkości kątów kifozy piersiowej oraz lordozy lędźwiowej średnio badani mieścili się w normie.

Tab. 3 Wartości średnie oraz odchylenia standardowe parametrów opisujących postawę ciała dla całej grupy

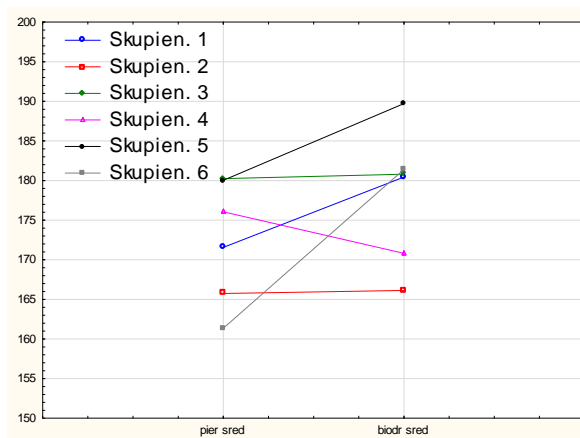
zmiennie	śr ±SD
Nachylenie tułowia [mm]	11±18,23
odchylenie tułowia [mm]	-5,7±8,77
skośność miednicy [°]	-0,4±3,25
skręcenie miednicy	0,5±3,14
nachylenie miednicy [°]	16,8±5,24
Szczyt kifozy piersiowej [mm]	-188±24,1
przebieżenie piersiowo-lędźwiowe [mm]	-319±42,5
Szczyt lordozy lędźwiowej [mm]	-419±33,8
głębokość lordozy szyjnej [mm]	68±17,4
głębokość lordozy lędźwiowej [mm]	47±12,2
kąt kifozy piersiowej [°]	46,7±8,71
kąt lordozy lędźwiowej [°]	32,1±7,99

Ruchomość kręgosłupa w odcinku piersiowym nie korelowała istotnie z żadnym z parametrów postawy ciała. Natomiast ruchomość w odcinku lędźwiowym dodatnio korelowała z wychyleniem kręgosłupa a ujemnie z położeniem punktu przebieżania piersiowo lędźwiowego (Tab.4).

Tab. 4 Wartości współczynników korelacji prostej Pearsona oraz poziomy prawdopodobieństwa siły związku pomiędzy zakresami ruchomości w kompleksach barkowych, stawach biodrowych oraz ruchomości kręgosłupa a parametrami postawy ciała

	Ruchomość Kompleks barkowy	Ruchomość Staw biodrowy	Test Otta	Test Schobera
Test Otta	0,0544 p=,566	0,0664 p=,483		0,1026 p=,277
Test Schobera	-0,1413 p=,134	-0,1501 p=,111	0,1026 p=,277	
Nachylenie tułowia [mm]	0,0739 p=,434	0,1428 p=,130	0,0884 p=,350	0,0210 p=,824
odchylenie tułowia [mm]	-0,0082 p=,931	-0,0418 p=,659	-0,0099 p=,917	0,1888 p=,044
skośność miednicy [°]	0,1417 p=,133	0,0422 p=,656	-0,0401 p=,672	0,0552 p=,560
skręcenie miednicy	0,1215 p=,198	-0,0252 p=,790	-0,0645 p=,495	-0,0327 p=,730

	Ruchomość Kompleks barkowy	Ruchomość Staw biodrowy	Test Otta	Test Schobera
nachylenie miednicy [°]	-0,0473 p=0,617	-0,2981 p=0,001	0,0023 p=0,981	0,0494 p=0,602
Szczyt kifozy piersiowej [mm]	-0,0772 p=0,414	-0,2997 p=0,001	0,0011 p=0,990	-0,1837 p=0,050
przebiegięcie piersiowo-lędźwiowe [mm]	-0,2117 p=0,024	-0,1886 p=,045	0,1294 p=0,170	-0,2202 p=0,019
Szczyt lordozy lędźwiowej [mm]	-0,0086 p=0,928	-0,1629 p=0,083	0,0479 p=0,612	-0,1529 p=0,104
głębokość lordozy szyjnej [mm]	0,1026 p=0,277	0,1777 p=0,059	0,0043 p=0,963	0,0036 p=0,970
głębokość lordozy lędźwiowej [mm]	-0,0655 p=0,489	-0,1037 p=0,272	-0,1058 p=0,263	0,1163 p=0,218
kąt kifozy piersiowej [°]	0,0397 p=0,675	0,0455 p=0,631	-0,0401 p=0,672	0,1010 p=0,285
kąt lordozy lędźwiowej [°]	-0,0659 p=,486	-0,1445 p=0,125	0,0268 p=0,778	0,1535 p=0,103



Ryc. 1 Wykres średnich każdego skupienia dokonany ze względu na średnią dla lewej i prawej kończyny ruchomość w kompleksie barkowym (pier sred) oraz w stawie biodrowym (sred biod).

Na podstawie analizy skupień wyróżniono 6 podgrup (skupień). Najliczniej reprezentowane były skupienia 1 i 3. W skupieniu 1 ($n=33$) znaleźli się mężczyźni o prawidłowym zakresie ruchomości w stawach biodrowych ($180 \pm 3,4^\circ$) oraz o zmniejszonej ruchomości w kompleksie barkowym ($172 \pm 2,3^\circ$, Ryc. 1). Natomiast badani ze skupienia 3 ($n=32$) chowali się prawidłowym zakresem ruchomości w obu stawach (biodr. $181 \pm 1,8^\circ$; bark. $180 \pm 2,7^\circ$). Duże ograniczenie ruchomości w obu stawach zaobserwowano jedynie u 8 osób ze skupienia 2. Przeciwną cechą do nich wyróżniali się badani ze skupienia 5 ($n=16$), którzy wyróżniali się prawidłową ruchomości w kompleksie

barkowym ($180\pm 3,7^\circ$) a zwiększoną ruchomości w stawie biodrowym ($190\pm 4,6^\circ$). W skupieniu 4 ($n=16$) zaobserwowano obniżenie ruchomości w obu stawach (biodr. $171\pm 4,2^\circ$; bark. $176\pm 3,8^\circ$). Natomiast mężczyźni ze skupienia 6 ($n=10$) posiadali jedynie ograniczenie ruchomości w kompleksie barkowym ($161\pm 3,6^\circ$).

Szczegółowa analiza związków zakresów ruchomości z cechami postawy ciała w poszczególnych skupieniach wykazała, że relacje te są najbardziej widoczne u badanych ze skupienia 1. U mężczyzn ze zmniejszonym zakresem ruchomości w kompleksie barkowym widoczne było istotnie wyższe położenie takich punktów jak szczyt kifozy piersiowej, przejście piersiowo-łędźwiowe oraz szczyt lordozy łędźwiowej. Widoczne było także zwiększenie głębokości lordozy łędźwiowej oraz zwiększenie kąta kifozy i lordozy łędźwiowej (Tab.4).

Tab. 5 Wartości współczynników korelacji prostej Pearsona oraz poziomy prawdopodobieństwa siły związku pomiędzy zakresami ruchomości w kompleksach barkowych, stawach biodrowych oraz ruchomości kręgosłupa a parametrami postawy ciała w poszczególnych skupieniach. Dla poprawy czytelności podano jedynie związki istotne statystycznie, cyfra ze znakiem „:” oznacza numer skupienia np. „2:” oznacza skupienie 2

	Ruchomość Kompleks barkowy	Ruchomość Staw biodrowy	Test Otta	Test Schobera
nachylenie tułowia [mm]	1: 0,544; p=0,001		3: 0,404; p=0,022	
odchylenie tułowia [mm]			4: 0,596; p=0,015 6: 0,646; p=0,043	4: 0,46; p=0,073
skośność miednicy [°]	4: -0,489; p=0,054		2: -0,757; p=0,03	
skręcenie miednicy	2: -0,881; p=0,004	2: 0,726; p=0,041	4: -0,66; p=0,005	
nachylenie miednicy [°]		1: -0,361; p=0,042		
szczyt kifozy piersiowej [mm]	1: -0,456; p=0,009			1: -0,504; p=0,003
przebieżenie piersiowo- łędźwiowe [mm]	1: -0,495; p=0,004			1: -0,444; p=0,011
szczyt lordozy łędźwiowej [mm]	1: -0,421; p=0,016		4: 0,449; p=0,081	1: -0,512; p=0,003
głębokość lordozy szyjnej [mm]	6: -0,84; p=0,002	3: -0,349; p=0,05	2: -0,623; p=0,098	

głębokość lordozy 1: -0,522; p=0,002
 lędźwiowej [mm] 6: -0,689; p=0,027

kąt kifozy 1: -0,348; p=0,051
 piersiowej 6: -0,595; p=0,069
 [°]

kąt lordozy 1: -0,453; p=0,009
 lędźwiowej [°]

4. Dyskusja

Istnienie zależności pomiędzy stanem napięcia mięśni szkieletowych a ukształtowanie ciała człowieka można uznać za podstawę działalności korekcji postawy ciała oraz kinezyterapii. W badaniach nad skutecznością ćwiczeń mających na celu zahamowanie progresji powiększania kifozy piersiowej u starszych kobiet wykazano poprawę postawy u osób ćwiczących. Stosowano ćwiczenia wzmacniające mięśnie grzbietu oraz rozciągające klatkę piersiową [Ball et al., 2009]. Niestety w początkowej ocenie wielkości krzywizn fizjologicznych kręgosłupa nie wzięto pod uwagę wielkości przykurczy mięśniowych. Prawdopodobnie związek ten założono apriori. Także w badaniach nad zależnością pomiędzy poziomem sztywności mięśni w odcinku lędźwiowym a wielkością lordozy u osób starszych z bólem krzyża pominięto ocenę ruchomości kręgosłupa i ocenę przykurczy w stawie biodrowym [Wu et al., 2020]. Można przypuszczać, że oceniany w niniejszej związku pomiędzy wielkością przykurczy podstawowych mięśni posturalnych a wielkością krzywizn fizjologicznych kręgosłupa nie został wcześniej udowodniony. Założenie to potwierdziło się w badaniach własnych, gdzie odnotowano żadnego istotnego statystycznie związku pomiędzy wielkością przykurczy mięśni piersiowych a ocenianymi cechami postawy ciała (Tab. 4.). Wyjaśnieniem tak nieoczekiwanego wyniku może być specyfika badanej grupy. Była homogeniczna pod względem wieku, rodzaju aktywności fizycznej oraz prawdopodobnie cech fizycznych. Należy zauważyć, że w grupie tej zaobserwowano bardzo dużą symetrię zakresów ruchomości średnio na poziomie -0,2% i z małym rozrzutem wyników (Tab.2). Dane te wydaje się potwierdzać wyjątkowość badanej grupy. Prawdopodobnie rozszerzenie badań na inną populację mogło by dać odmienne wyniki. Większą asymetrię zakresów ruchomości w stawie kolanowym obserwowano w różnych grupach sportowców [Makaruk i wsp. 2010; Tabor i wsp. 2021]. Dlatego w zakresie asymetrii przykurczy mięśni piersiowych i zginaczy stawu biodrowego studentów AWF kierunku wychowanie fizyczne można uznać za wysoce homogeniczną.

W odniesieniu do wielkości przykurczy zginaczy stawu biodrowego odnotowano natomiast w badaniach własnych występowanie zależności z pionowym położeniem charakterystycznych punktów kręgosłupa. Im większy był zakres ruchomości, to tym niżej położone były takie punkty jak szczyt kifozy piersiowej, lordozy lędźwiowej oraz punkt

przebiegu piersiowo-lędźwiowego. Malały także nachylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej oraz głębokość lordozy lędźwiowej, co wydaje się być zgodne z dotychczasową wiedzą z zakresu teorii gimnastyki korekcyjnej (Tab.5.) [Kutzner-Kozińska 2008]. Wyniki te jednak są trudne do bezpośredniego porównania z danymi z literatury ze względu na brak publikacji opisujących jednocześnie cechy postawy i poziom przykurczy mięśni. W pracach opisujących związki wielkości lordozy ze stanem napięcia mięśni w większości przypadków bądź poziom ich bioelektrycznej aktywności [Meakin i wsp. 2013, Walker i wsp. 1987].

Jednorodność grupy pod względem asymetrii przykurczy nie była widoczna w wielkości przykurczy mięśni piersiowych i zginaczy stawów biodrowych. Dzięki analizie skupień udało się wydzielić 6 podgrup badanych. Zaledwie 42% badanych osób nie posiadało żadnych przykurczy (skupienie 3, n=32 oraz skupienie 5, n=16). Kolejne 37% (skupienie 1, n=33 oraz skupienie 6, n=10) cechowało się brakiem przykurczy zginaczy stawu biodrowego oraz różnym stopniem przykurczu mięśni klatki piersiowej. Pozostałe 21% (skupienie 2, n=8 oraz skupienie 4, n=16) badanych miało przykurcz obu grup mięśniowych. Fakt wystąpienia a przykurczy mięśni piersiowych u 58% badanych mężczyzn można tłumaczyć przypuszczalnie ich upodobaniem do stosowania treningu siłowego rozwijającego mięśnie klatki piersiowej a także brakiem ćwiczeń rozciągających. Niestety nie pytano badanych o ich rodzaj aktywności fizycznej. W przypadku przykurczu zginaczy stawu biodrowego fakt prawidłowej ruchomości 79% badanych można próbować wyjaśnić stosowanie przez studentów bardziej zrównoważonych ćwiczeń siłowych i rozciągających kończyny dolne.

Wyjątkową grupę stanowili badani ze skupienia 1 (n=33) cechujący się występowaniem jedynie przykurczy mięśni piersiowych. W grupie tej potwierdził się teoretyczny wpływ malejącego zakresu ruchomości w kompleksie barkowym na pogłębienie kifozy piersiowej (Tab. 5.). Także nieliczne korelacje odnotowane w skupieniu 6 potwierdzają tę zależność.

Podsumowując można stwierdzić, że w tak specyficznej grupie badanych, jaką stanowili studenci kierunku wychowanie fizyczne związki zakresu ruchomości w płaszczyźnie strzałkowej ciała w kompleksie barkowym oraz w stawach biodrowych nie są jednoznaczne. Generalnie wśród młodych mężczyzn istnieje dodatni związek pomiędzy wielkością przykurczy zginaczy stawów biodrowych a pochyleniem miednicy w płaszczyźnie strzałkowej. Ponadto następuje pogłębienie kifozy piersiowej wraz z malejącym zakresem ruchomości w kompleksie barkowym (przykurcz mięśni piersiowych) jedynie u mężczyzn o prawidłowej ruchomości w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej. Można także przypuszczać, że wśród młodych aktywnych fizycznie mężczyzn wielkość przykurczy mięśni piersiowych nie jest głównym czynnikiem determinującym wielkość kifozy piersiowej.

Należy także pamiętać, że opisywana w teorii zależność wielkości krzywizn fizjologicznych kręgosłupa od poziomu przykurczy mięśni posturalnych dotyczy dzieci i młodzieży. W niniejszej pracy badaną grupę stanowili już dorośli mężczyźni. Dlatego w przyszłości podobne badania powinno się przeprowadzić w młodszych grupach

wiekowych. Natomiast fakt braku zależności pomiędzy wielkością kifozy piersiowej a poziomem przykurczy mięśni klatki piersiowej w całej badanej grupie można próbować także tłumaczyć względami metodologicznymi. Opisanie nieregularnego łuku kifozy piersiowej za pomocą kąta płaskiego może być nienajlepszym rozwiązaniem. W przypadku nachylenia miednicy opisanie je za pomocą parametrów kątowych jest bardziej trafnym rozwiązaniem i dlatego zaobserwowano już związki z wielkością przykurczy zginaczy stawu biodrowego.

Źródła finansowania: Praca naukowa była finansowana przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego w latach 2020/2022 w ramach Szkoły Naukowej AWF w Warszawie - SN nr 5 „Biomedyczne uwarunkowania sprawności fizycznej i treningu sportowego dorosłej populacji”.

Piśmiennictwo

- [1] BALL J.M., CAGLE P., JOHNSON B.E., LUCASEY C., & LUKERT B.P. (2009). *Spinal extension exercises prevent natural progression of kyphosis*. Osteoporosis International, 20(3), 481–489. <https://doi.org/10.1007/s00198-008-0690-3>
- [2] BERGMARK, A. (1989). *Stability of the lumbar spine: A study in mechanical engineering*. Acta Orthopaedica, 60(S230), 1–54. <https://doi.org/10.3109/17453678909154177>
- [3] Błaszczuk J.W. (2004). *Biomechanika kliniczna. Podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii*. PZWL.
- [4] CLAUS A.P., HIDES J.A., MOSELEY, G.L., & HODGES P.W. (2009). *Different ways to balance the spine: Subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity*. Spine, 34(6), 208–214. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181908ead>
- [5] CROSBIE J., KILBREATH S.L., HOLLMANN L., & YORK S. (2008). *Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion*. Clinical Biomechanics, 23(2), 184–192. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.09.012>
- [6] GRABARA M. (2015). *Comparison of posture among adolescent male volleyball players and non-athletes*. Biology of Sport, 32(1), 79–85. <https://doi.org/10.5604/20831862.1127286>
- [7] HENEGHAN N.R., WEBB K., MAHONEY T., & RUSHTON A. (2019). *Thoracic spine mobility, an essential link in upper limb kinetic chains in athletes: A systematic review*. Translational Sports Medicine, 2(6), 301–315. <https://doi.org/10.1002/tsm2.109>
- [8] HERZOG W., NIGG B. M., READ L.J., & OLSSON E. (1989). *Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait*. Medicine & Science in Sports & Exercise, 21(1), 110–114. <https://doi.org/10.1249/00005768-198902000-00020>
- [9] JÓZEFOWICZ-KORCZYŃSKA M.Ł.M. (2004). *Teorie generowania i sterowania ruchami gałek ocznych - odruchy wzrokowo-okoruchowe*. Biblioteczka Prospera Meniere’a.
- [10] KAPANDJI A. (2013). *Anatomia funkcjonalna stawów. Kręgosłup, miednica, głowa t.I*. Edra Urban & Partner.
- [11] KOCHMAN D., & STUDZIŃSKA A. (2020). *Analiza częstości występowania oraz czynników wpływających na powstanie wad postawy u dzieci w wieku szkolnym*. Innowacje w Pielęgniarstwie, 5(3), 69–95. <https://doi.org/10.21784/iwp.2020.016>
- [12] LE HUEC J.C., THOMPSON W., MOHSINALY Y., BARREY C., & FAUNDEZ A. (2019). *Sagittal balance of the spine*. European Spine Journal, 28(9), 1889–1905. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06083-1>
- [13] KUTZNER-KOZIŃSKA H. (2008). *Proces korygowania wad postawy*. AWF Warszawa.
- [14] MAKARUK, H., MAKARUK, B., & SACEWICZ, T. (2010). *Hamstring strength and flexibility*

- asymmetry*. Polish Journal of Sport and Tourism, 17, 153–156.
- [15] MARQUES C., MARTIN T., FIEDLER F., WEBER M., LAMPE F., BREUL V., & KOZAK J. (2018). *The effects of body position on pelvic tilt angles measured with a smartphone-based navigated ultrasound system in symptom-free young adults*. Journal of Functional Morphology and Kinesiology, 3(1). <https://doi.org/10.3390/jfmk3010018>
- [16] MEAKIN J.R., FULFORD J., SEYMOUR R., WELSMAN J.R., & KNAPP K.M. (2013). *The relationship between sagittal curvature and extensor muscle volume in the lumbar spine*. Journal of Anatomy, 222(6), 608–614. <https://doi.org/10.1111/joa.12047>
- [17] MROZKOWIAK M. (2010). *Uwarunkowania wybranych parametrów postawy ciała dzieci i młodzieży oraz ich zmienność w świetle mory projekcyjnej*. Uniwersytet Zielonogórski.
- [18] NADLER S.F., MALAGA G.A., FEINBERG J.H., PRYBICIEN M., STITIK T.P., & DEPRINCE M. (2001). *Relationship Between Hip Muscle Imbalance and Occurrence of Low Back Pain in Collegiate Athletes*. 80(8), 572–577.
- [19] NOWOTNY J., NOWOTNY-CZUPRYNA O., C.K. (2015). *Kinezylogiczno – funkcjonalne aspekty rehabilitacji*. ALFA-medica press.
- [20] OLSZEWSKA E., TABOR P., & CZARNIECKA R. (2018). *Magnitude of physiological curvatures of the spine and the incidence of contractures of selected muscle groups in students*. Biomedical Human Kinetics, 10(1), 31–37. <https://doi.org/10.1515/bhk-2018-0006>
- [21] SCHRÖDER J., STILLER T., & MATTES K. (2011). *Referenzdaten in der Wirbelsäulenformanalyse*. Manuelle Medizin, 49(3), 161–166. <https://doi.org/10.1007/s00337-011-0831-1>
- [22] SINGLA D., & VEQAR Z. (2017). *Association Between Forward Head, Rounded Shoulders, and Increased Thoracic Kyphosis: A Review of the Literature*. Journal of Chiropractic Medicine, 16(3), 220–229. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2017.03.004>
- [23] KASPERCZYK T. (2004). *Wady postawy ciała. Diagnostyka i leczenie*. Kasper Kraków.
- [24] TABOR P., IWAŃSKA D., MAZURKIEWICZ A., URBANIK C., & MASTALERZ A. (2021). *The hamstring/quadriceps ratio in young men and its relationship with the functional symmetry of the lower limb in young men*. Symmetry, 13(11). <https://doi.org/10.3390/sym13112033>
- [25] WALKER M.L., ROTHSTEIN J.M., FINUCANE S.D., & LAMB R.L. (1987). *Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance*. Physical Therapy, 67(4), 512–516.
- [26] WU Z., ZHU Y., XU W., LIANG J., GUAN Y., & XU X. (2020). *Analysis of Biomechanical Properties of the Lumbar Extensor Myofascia in Elderly Patients with Chronic Low Back Pain and That in Healthy People*. BioMed Research International, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/7649157>

rozdział III

BIOMECHANICZNE ASPEKTY RUCHU W UJĘCIU HISTORYCZNYM

HIGH JUMP – “WORLD ATHLETICS” AND BIOMECHANICAL WORLD RECORDS

SKOK WZWYŻ – “WORLD ATHLETICS” I BIOMECHANICZNE REKORDY ŚWIATA

W. S. ERDMANN

Gdansk University of Physical Education and Sport, ul. K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk,
e- mail: wlodzimierz.erdmann@awf.gda.pl

Key words: high jump, males, world record, athletics, biomechanics

1. Introduction

1.1. High jump as utility movement

High jump is a utility movement. Ancient people running after the hunting animal or escaping because of the enemies, needed to jump over some obstacles on their way (stones, tree’s trunks or branches, ground elevations). Also children used to play using some jumping movements. At those years a rope played a role of a bar. They usually used a straight-on approach with lower extremities held under the trunk (Fig. 1A) [Dapena, 2002]. This kind of covering an obstacle is still seen in athletics hurdle running. In addition soldiers had to cover obstacles during approaching the enemy.

1.2. High jump technique

High jump technique has changed in a very substantial way since its introduction at the first modern Olympic Games Athens 1896. During that time jumpers have gone over the bar feet-first with their trunk vertical (Fig. 1B) or oblique (Fig. 1C). Through the next years jumpers developed several techniques (scissors, Eastern cut-off, Western roll, straddle, flop) [Pirie, 2022]. At first the jumpers covered the bar head-first and with the trunk in horizontal position but with the side of the trunk closer to the bar (Fig. 1D). Then they changed position of the trunk to have it with the belly down (Fig. 1E). At last Richard Fosbury developed technique with the belly up. He demonstrated this technique at the Olympic Games Mexico 1968 and won a gold medal. This was possible since the landing area was changed from the sand to the soft, artificial mat. Fosbury, as an engineer, thought that the trunk could be in an arch configuration and the center of mass would be much lower than for other techniques. This was his desire but in reality he did not arch his trunk when jumping in Mexico (Fig. 1F).

The jumping area includes a runway of 15 m long. Competitors measure the runway with their feet (Fig 2A). There is possibility to run from the right hand side or from the left hand side (Fig. 2B).

1.3. High jump rules

There are official rules that jumpers must follow. Jumpers must take-off on one foot. Jumpers land on a soft crash mat. A jump is considered successful if the jumper clears the bar without dislodging it. In other words a bar can be touched, bent, but should not fall down. It should remain in place once the jumper has left the landing area.

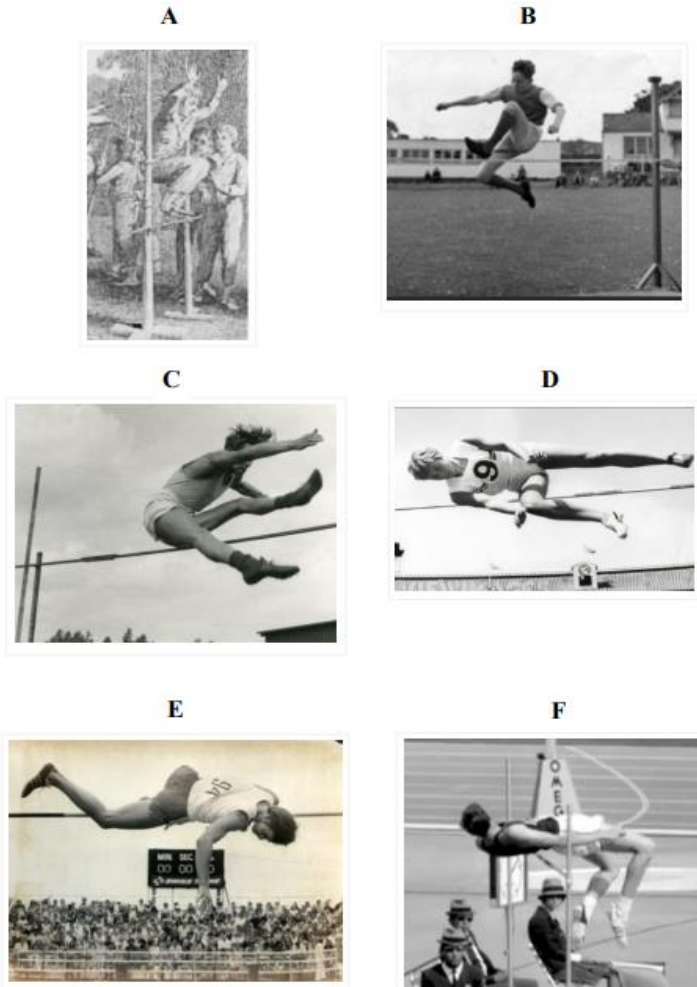


Fig. 1 Changing technique of a high jump: **A** – old jumping during the 19th century; jumping with the trunk in vertical (**B**) and oblique (**C**) position over the bar; with the trunk in horizontal position with the body's side (**D**) and front (**E**) to the bar; **F** – with the back to the bar [photo: author's archive].

Competitors may begin jumping at the height announced by the chief judge or may pass. Three consecutive missed jumps at any height, or combination of heights, eliminate

a jumper from the competition. High jumper's shoes can have a maximum thickness of 13 mm in the sole and 19 mm in the heel. This rule was introduced because in 1957 Russia's Yuri Stepanov used unusual – but at that time legal – thick-soled shoes. Some believed they could act as a springboard. A crossbar is 4 m long. It bends about 2-3 cm because of the gravity force, so the official height of a jump is measured at the center of a bar [Rosenbaum, 2019] – Fig. 3. If the record height is obtained an official from the federation must be present. He checks if all needed rules were obeyed.

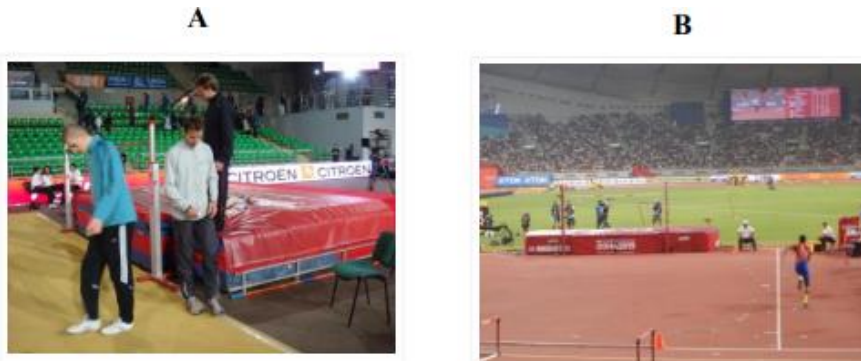


Fig. 2 **A** – jumpers measure the runway (Bydgoszcz, Poland, 2008); **B** – general view of the jumping area and a competitor on the runway (Doha, Qatar 2019) [photo: author].



Fig. 3 Bydgoszcz, Poland, 2008: **A** – a jumping stand; **B** – judges measure the height of a center of the bar [photo: author].

1.4. Biomechanics of a high jump

The high jumper's body build is special. He or she is of a high body stature usually with longer than average relative length of lower extremities. Their overall body is very slim. Kowalczyk [2014] investigated elite high jumpers' inertial data, i.e. mass of body parts and location of their center of mass. He applied the procedure presented earlier by Erdmann [1995, 1997]. Erdmann used images obtained with computer tomography of the trunk layers of 8 mm each. At the image he differentiated all tissues and measured their

area. Height of layers and area of tissues allowed calculation of tissues' volume. Density of tissues was measured earlier [Erdmann and Gos 1990]. Having volume and density allowed calculation of mass of tissues and then by adding tissues of consecutive layers gave mass of body parts: thorax, abdomen, pelvis, two shoulders. Location of center of mass of each trunk's part was also obtained. Utilizing external dimensions of the trunk and several regression equations one could calculate inertial data of the human trunk of live subjects (Fig. 4). Inertial data of the extremities were calculated using Clauser's regression equations [Clauser et al. 1969]. The main difference of inertial values between elite high jumpers and other young people was for the lower extremities, since the former have relatively longer extremities.

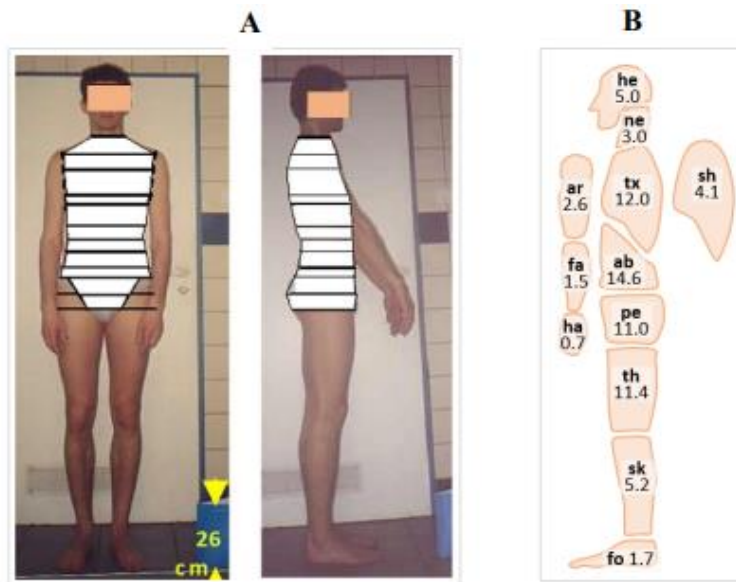


Fig. 4 A – Layers of jumper's body used for calculation of volume of trunk's parts, then by introducing density it was possible to calculate mass; **B** – relative (in %) mass of elite jumpers' body parts [Kowalczyk, 2013, modified].

Jumping involves muscle contraction in a very short time, so the mechanical work done, i.e. elevation of certain mass against Earth gravity times the vertical distance covered, in a short time gives high value of mechanical power.

According to Sozanski and Regini [1995] a high jump is a form of movement where its aim is to move the body in the air as high as possible. In general approach one can agree with this definition. But looking at details it should be said: a high jumping is a form of movement with the aim of clearing the bar placed as high as possible and the body moves over the bar as low as possible without touching the bar, i.e. the jumper would involve the smallest energy for particular jump and would produce the smallest amount of mechanical work. The distance of body center of mass to the ground should be as small as possible [Erdmann 2019].

The main reason of evolving high jump technique was a displacement of the center of mass as close to the ground as possible. This was accomplished through changing of the jumping technique (Fig. 5). For many years the center of mass was moving over the bar as the body of a jumper moved. Then, with the configuration of the body with highly arched trunk it was possible to move the body over the bar and the center of mass to move below the bar.

1.5. The history of male world record in a high jump

The first male high jumper whose world record was accepted by the world governing body (at that time “International Amateur Athletics Federation”, IAAF, then “International Association of Athletics Federations”, and now “World Athletics”) was George Horine. He was a pioneer of the Western Roll jumping technique. Horine approached from the side, kicked up the leg nearest to the bar, cleared the bar face up and then rolled in the air to land face down in the sand pit used at that time. In 1912 he cleared 6 feet and 7 inches i.e. 200.66 rounded down to even 200 cm. The next four world records were obtained also by Americans. They still used Western Roll technique up to 1930s. In 1937 a world record was 209 cm. In 1941 Lester Steers improved the mark to 211 cm using straddle technique. The era of straddle technique started with Charles Dumas who in 1956 jumped 215 cm. At that time a world record was set alternatively by Americans and Russians (Yuri Stepanov, John Thomas, Valeriy Brumel, Pat Matzdorf). In 1971 it was 229 cm. The last world records obtained using a straddle technique was that set by Ukrainian Vladimir Yashchenko in 1977. He jumped 234 cm. Every record-holder after Yashchenko used the flop technique [Rosenbaum 2019].

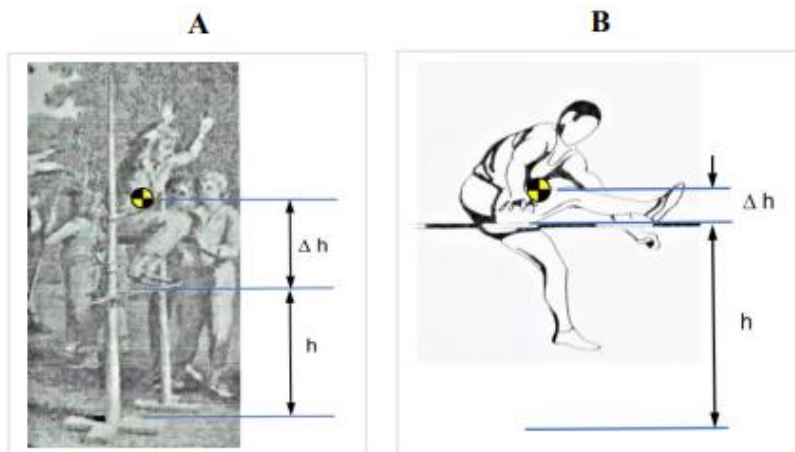


Fig. 5 Distances: h – from the bar’s upper edge to the ground, Δh – from the center of mass to the bar’s upper edge. **A** – by Guts-Muth 1797, after Dapena [2002]; **B** – basic figure by Hay [1978].

The first jump (standing jump) with the back towards the bar was performed during Olympic Games London 1906. The Fosbury Flop is a style popularized by American

athlete Richard Douglas “Dick” Fosbury, especially when Fosbury (born in Portland, Oregon in 1947) using this technique won Olympic competition in Mexico City in 1968. By 1980, 13 of the 16 Olympic finalists were using the Fosbury flop. It has since been shown that, unbeknownst to Fosbury, one of the first persons to use the flop technique was actually a jumper from Montana named Bruce Quande, who was photographed flopping over a bar in 1963 [IOC, 2019]. But a note given by the Olympic Channel [2013] says that Fosbury “*developed the flop aged 16 after finding the standard technique difficult.*” This was also in 1963. Aaron Hutchinson [2014] wrote Deborah Brill (b. 1953) developed flop technique when she attended the school in Aldegrove, B.C. (Canada). When foam-rubber landing appeared at her school she tried to jump with her face up. This was in about 1963-1964. When Brill started to train at track and field club, recreational director did not try to change her technique. He dubbed it “Brill bend”. According to Brill her father put foam and rubber into the fishing net to allow her to jump with her back down. She first competed in 1964. When she competed in Vancouver she was told some boy from the USA is also jumping the same style as her. As adult Brill was an indoor world record holder (199 cm). It is hard to say who was the first since (in alphabetical order) Brill, Fosbury, Quande approached the problem about the same year. Brill said, her approach was just her own intuition, nobody taught her. Fosbury had biomechanical approach to the movement. He later on studied mechanical engineering.

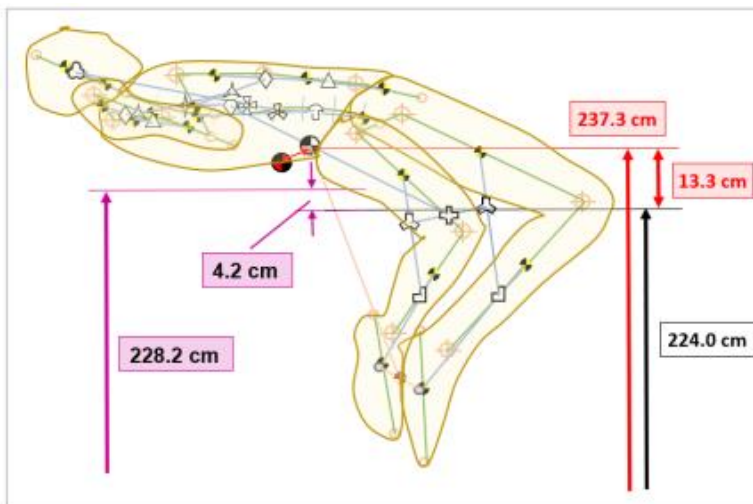


Fig. 6 Dick Fosbury’s jump at 224 cm during Olympic Games Mexico 1968 [according to the photo by AFP]; 224.0 cm is a position of the upper edge of the bar above the ground, 228.2 cm is a position of Fosbury’s buttock, and 237.3 is a position of Fosbury’s center of mass (body plus shoes) [Erdmann 2019].

Fig 6 shows Fosbury’s jump for a gold medal at the Olympic Games Mexico 1968 [Erdmann 2019].

In 1973 Dwight Stones became the first flopper to set a world mark. He cleared 230 cm and then 232 cm. Next, the following jumpers set the world record: Jacek Wszola and Dietmar Mogenburg (235 cm), Gerd Wessig (236 cm), Zhu Jianhua (237-239 cm), Rudolf Povarnitsyn (240 cm), Igor Paklin (241 cm), Patrik Sjöberg (242 cm). Cuba's Javier Sotomayor first broke the world record by clearing 243 cm in 1988, then again in 1988 he cleared 244 cm, and 245 cm in 1993. This world record still stands, as of 2022. Americans dominated at the Olympic Games since 1896 through the 1950s. Currently nations from around the world boast competitive high jumpers. For example, at the Olympic Games Sydney 2000 medalists were from three continents: gold – Sergey Klyugin (Europe, Russian Federation), silver – Javier Sotomayor (America, Cuba), Abderrahmane Hammad (Africa, Algeria) [Rosenbaum, 2019].

1.6. Research on a high jumping

High jumping is a sport discipline which is relatively easy to investigate. Here during a certain time only one athlete is involved in the movement. Other athletes do not obscure the movement of the athlete involved. During the competition he or she has just few attempts to clear the bar. The movement takes place in a relatively small space and one jump takes only few seconds. It is enough to use just two cameras in order to have information on space data of the movement. Some disadvantage is that competition takes sometimes several hours (if for example about 50 competitors are present during Olympic Games preliminary part of competition).

As several practitioners and scientists were talking and writing about the high jumping they used generalized inertial values of the body and not those of specific group as high jumpers are. This specific movement can be divided onto: run-up, turning of the body, take-off, flight with especially positioning the body according to the bar, landing.

The first European scientific approaches to the high jumping were performed in England, Germany (German Democratic Republic) and Russia (Soviet Union, currently Russian Federation). In England Geoffrey Dyson together with Joseph Edmundson presented in 1958 a book "Athletics for Schools". But it was "The Mechanics of Athletics" (first edited in 1962) where he described scientifically the high jumping [Dyson 1964]. Gert Marhold [1963] from Leipzig (Germany) presented in his doctoral dissertation results of research on the take-off in high jumping. When a jumper had longer vertical way to accelerate his body the effect as a velocity of the take-off was better. But this relation had some optimum value. Deceleration value of a movement during lowering the body needs to be in optimum value comparing to acceleration part of a movement during rising the body at take-off. Similar investigations were performed by Benno Nigg from Switzerland [1978]. In the Soviet Union the following authors undertook problems on high jumping: U. Chistyakov [1966] wrote on the run of a high jumper, Vladimir M. Dyachkov [1968] wrote on the whole high jump, Nickolai Ozolin [1973] presented knowledge on the high jump takeoff mechanism. In Poland Henryk Sozanski [1987] presented general description of a high jump, Tadeusz Bober [1973] revealed that jumpers who jumped at higher jumps

had the peak of acceleration closer to the end of take-off part of the jump, Radoslaw Kowalczyk [2013] presented inertial data of elite high jumpers.

In the United States James G. Hay [1978] introduced “deterministic model” that described the relationships between basics of mechanical principles and motor skills – Fig. 7. Within athletics he introduced dive high jump (“Hay’s technique”). This was a type of a jump where the athlete takes-off being with his or her front side of a body towards the bar. He also presented main characteristics, i.e. distances to be measured in high jumping.

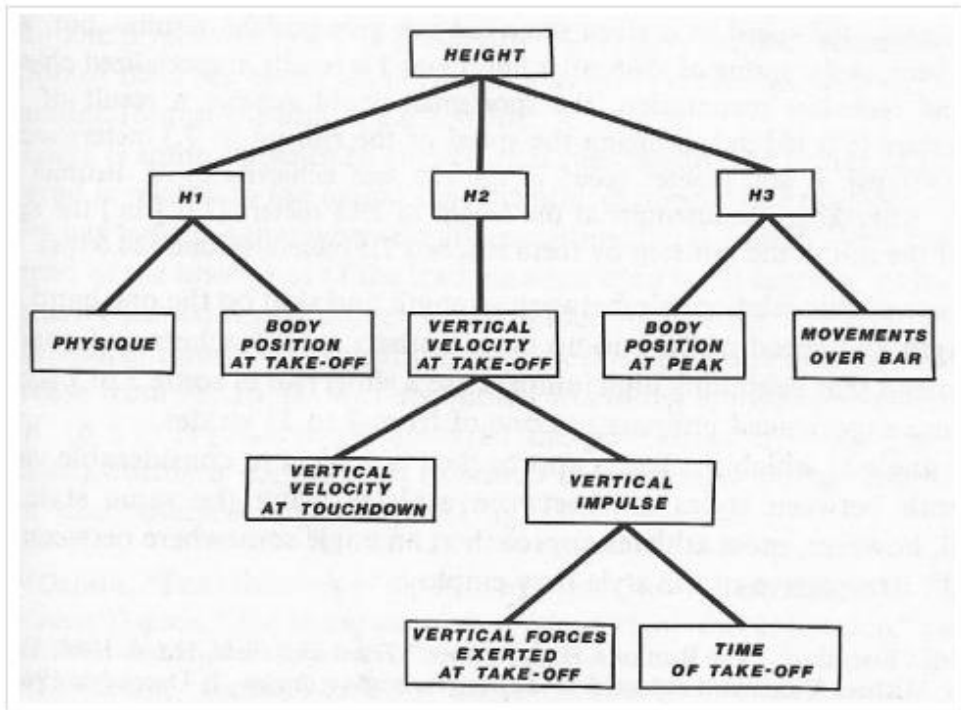


Fig. 7 Hay’s deterministic model of high jumping [Hay 1978].

Jesus Dapena is involved in high jumping research since his graduation studies (1970s). He is the author of several research articles in scientific journals. He also prepared since 1981 many research reports for the USA Track & Field institution responsible for American team of high jumpers. Within the reports he (with different co-authors) usually presented at first some theoretical introduction, and then he described jumps of particular jumpers. One of his many publications is this presenting modelling of a high jumper during a jump – Fig. 8.

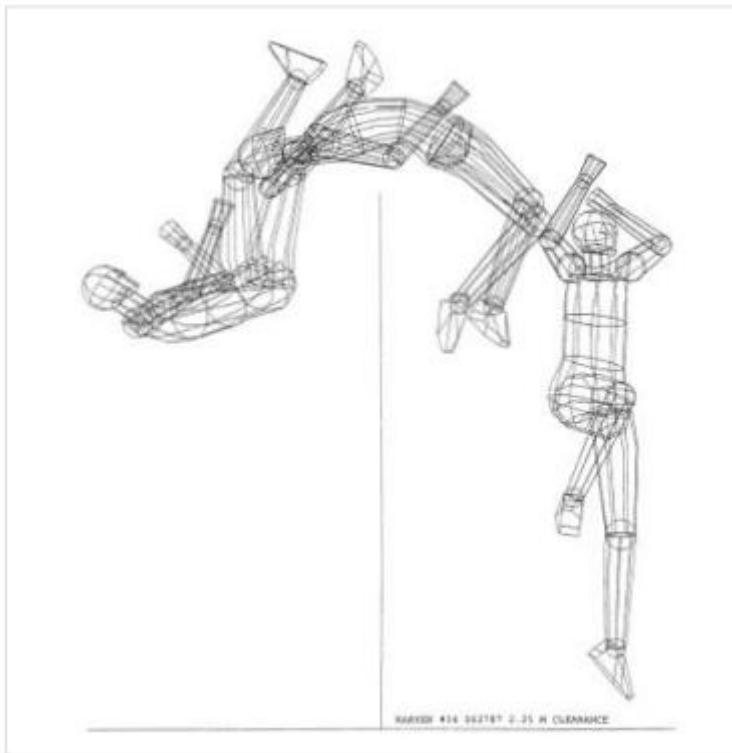


Fig. 8 Computer simulation drawings of airborne part of a high jumping presented by Dapena and Ficklin [2007].

1.7. Aim of the research work

The world record of a male high jump of Javier Sotomayor is almost 30 years old. At present there is much better high jumper, namely Mutaz Essa Barshim. The aim of the research work is presentation of the best jumps of Sotomayor and Barshim where Barshim's jump is biomechanically better than that of Sotomayor.

2. Material and Methods

2.1. Jumpers investigated

The two jumpers investigated were:

- 1) Javier Sotomayor from Cuba (born 1967), body height 195 cm, body mass 82 kg. His personal best is 245 cm is actual world record according to "World Athletics", achieved in Salamanca, Spain in 1993. His whole body center of mass is located at 113.4 cm (58.15 % of the body height) above the feet's sole. Wearing shoes with a height of 1.9 cm his center of mass is located at 115.3 cm above the ground [Erdmann 2019].

- 2) Mutaz Essa Barshim from Qatar (born 1991, his parents came to Qatar from Sudan), body height 189 cm, body mass 65 kg. His personal best according to “World Athletics” is 243 cm achieved in Brussels, Belgium in 2014. His whole body center of mass is located at 110.8 cm (57.71 % of the body height) above the feet’s sole. Wearing shoes with a height of 1.9 cm his center of mass is located at 112.7 cm above the ground [Erdmann 2019].

2.2. Method

Television images of jumpers being just above the bar were utilized for calculating location of their center of mass of the whole body plus their shoes. Fig. 9 shows distances applied for comparison of two athletes.

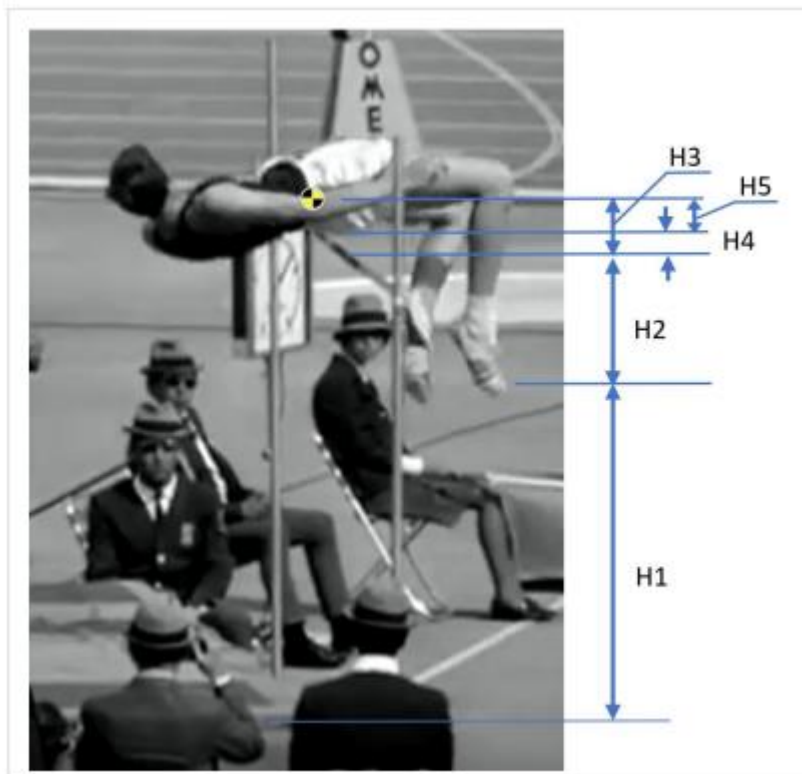


Fig. 9 Distances applied for comparison of athletes: H1 – location of center of mass at take-off, H2 – distance from the center of mass at take-off and upper edge of the bar, H3 – distance between upper edge of the bar and the highest location of center of mass during the jump, H4 – distance between jumper’s buttocks and upper edge of the bar, H5 – distance of the jumper’s buttock and the highest location of center of mass.

In order to locate athletes' whole body center of mass specific inertial data were used obtained by Kowalczyk [2013] for elite high jumpers. These specific jumpers' data are important especially when the jumper's body is curved.

3. Results

3.1. Data of Javier Sotomayor

Sotomayor's record jump [Salamanka 1993] was accomplished with the bar established at the 245 cm level. During that jump Sotomayor touched the bar with his buttocks. The bar was moving but did not fell down. The judges accepted the jump as a record jump. When Sotomayor's body was at the highest level above the bar overall (body plus shoes) center of mass was at 241.7 cm above the ground, while his buttocks were 241.1 cm above the ground (Fig. 10).

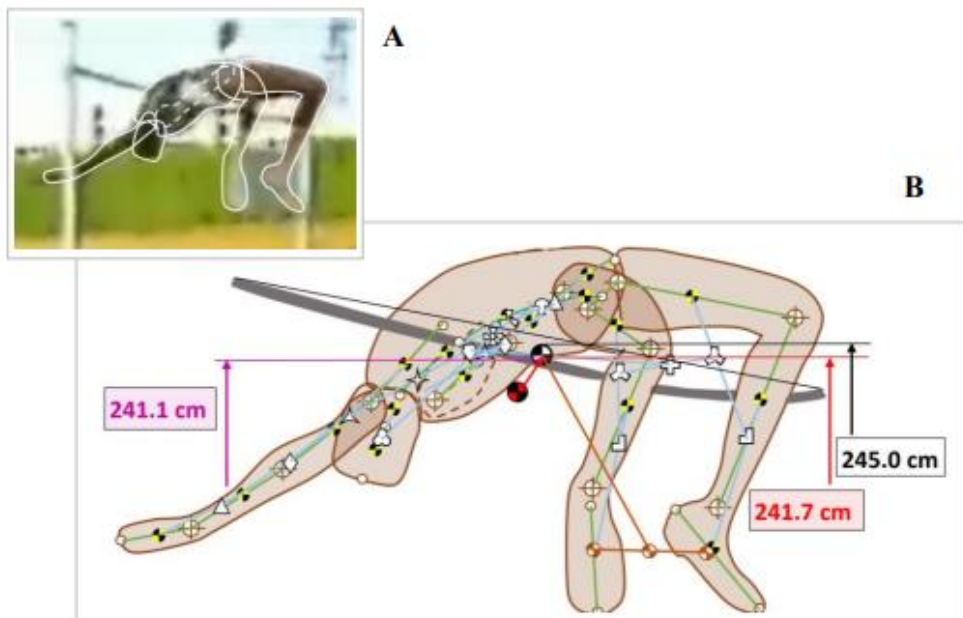


Fig. 10 Sotomayor over the bar during his world record jump at 245 cm: **A** – video frame [photo: YouTube, adidaspot, 2012]; **B** – location of the overall (body plus shoes) center of mass at 241.7 cm above the ground; upper edge of the bar was lowered by the athlete's trunk up to 241.1 cm.

3.2. Data of Essa Mutaz Barshim

Barshim's record jump [Brussels 2014] was accomplished with the bar established at the 243 cm level. During that jump Barshim's overall (body plus shoes) center of mass was at 248.6 cm above the ground, while his buttocks were 252.4 cm above the ground (Fig. 11).

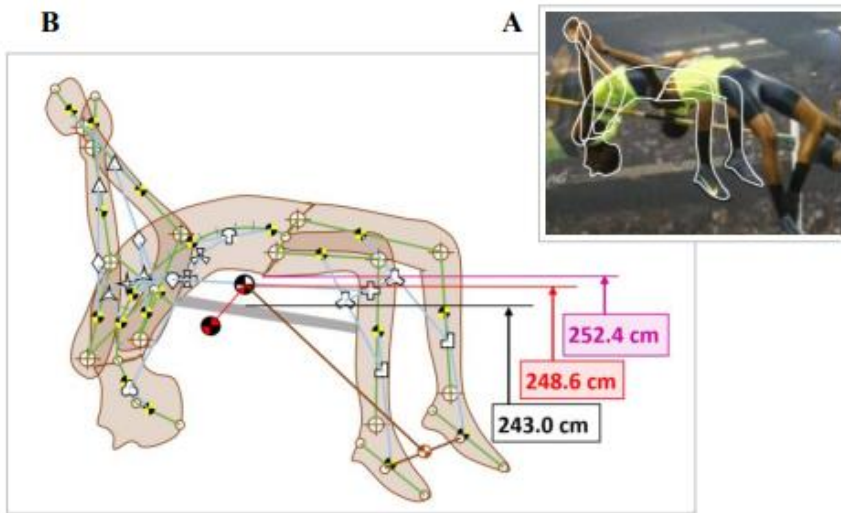


Fig. 11 Barshim over the bar during his personal record jump at 243 cm: **A** – video frame [photo: Michael Parsons, 2014]; **B** – location of the overall (body plus shoes) center of mass at 248.6 cm above the ground; his buttocks were raised up to 252.4 cm.

4. Discussion

Sotomayor's body (buttocks) cleared the bar at 241.1 cm. The bar jumped and did not fall down. His world record was established at 245 cm. But Barshim's body (buttocks) cleared the bar at 252.4 cm, that is more than 10 cm higher comparing to Sotomayor. Sotomayor's overall center of mass was raised at 241.7 and Barshim's at 248.6 cm. It means Sotomayor's center of mass was at the edge of the body and Barshim's center of mass went off the body at almost 4 cm (3.8 cm).

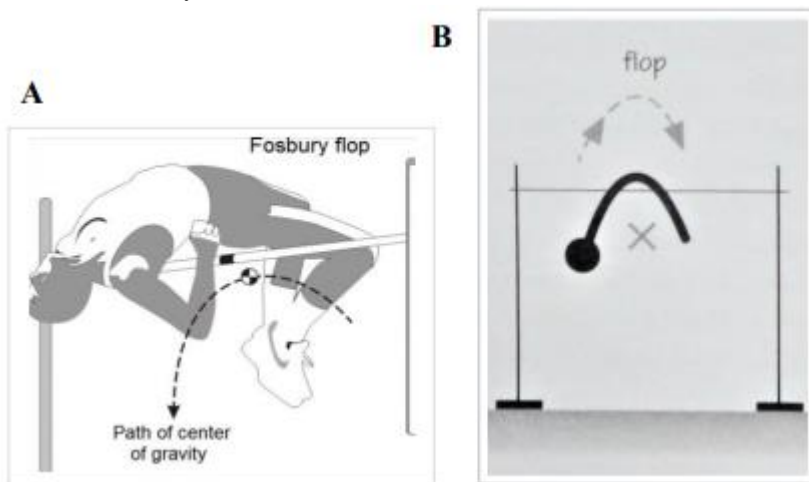


Fig. 12 Wrong locations of high jumper's center of mass presented by: **A** – Wiki [2019] and **B** – Barrow [2013].

This is in contradiction to what can be found in the literature where authors presented location of curved body's center of mass of high jumpers much below the body and below the bar. For example, the author of Wikipedia note on Fosbury Flop gave a sketch presented in Fig. 12A [Wiki 2019]. University of Cambridge (UK) mathematician John D. Barrow [2013] presented location of jumper's center of mass much below the bar (Fig. 12B) which is far from the truth.

5. Conclusions

It is recommended that athletics world governing body, namely "World Athletics", would introduce two way recording of records. One which is obtained by competitor according to the judge measurement of the distance from the upper edge of the bar to the ground, and another one from the biomechanical analysis of the jump where real distances of the body (e.g. buttocks) or of the body's center of mass to the ground would be presented.

References

- [1] BARROW J. D. [2013] *Mathletics. A scientist Explains 100 Amazing Things About Sport*. (First published in 2012 by The Bodley Head). London: Vintage.
- [2] BOBER T. [1973] *Biomechanical basis of technical training*. Scientific Treatises, Wrocław: University of Physical Education, pp. 5-50.
- [3] CHISTYAKOV U. *The Run of a High Jumper*. Track and Field, 8:108.
- [4] CLAUSER C. E., MCCONVILLE J. T., YOUNG J. W. [1969] *Weight, volume, and center of mass of segments of the human body*. Technical Report AMRL-TR-69-70. Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command, Dayton, Ohio, Wright-Patterson Air Force Base.
- [5] DAPENA J. [2002] *The evolution of high jumping technique: biomechanical analysis*. Dyson Lecture. In: Gianikellis K. E. (ed.) 20th International Symposium on Biomechanics in Sport, 1-5 Jul 2002, University of Caceres, Caceres, Spain, pp. 3-7.
- [6] DYACHKOV V. M. [1968] *The high jump*. Track Technique, 34:1070.
- [7] DYSON G. H. G. [1964] *The Mechanics of Athletics*. 3rd Edition (1st Edition 1962). London: The University of London Press.
- [8] ERDMANN W. S. [1995] *Research on geometric and inertial quantities of the male trunk obtained by computerized tomography method* (in Polish with English abstract), Gdansk: Gdansk University of Physical Education.
- [9] ERDMANN W. S. [1997] *Geometric and inertial data of the trunk in adult males*, *Journal of Biomechanics*, 7:679-688.
- [10] ERDMANN W. S. [2019] *Gdansk biomechanical report on high jumping: body centre of mass and the bar*. Report # ZBIS-2019.09.05. Department of Biomechanics and Sport Engineering, Gdansk University of Physical Education and Sport, Gdansk.
- [11] ERDMANN W. S., GOS T. [1990] *Density of trunk tissues of young and medium age people*. *J. Biomech*, 23:9:945-947.
- [12] HAY J. G. [1978] *The Biomechanics of Sport Techniques*. Second edition. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.

-
- [13] HUTCHINSON A. [2014] *'When I first started, I was all gangly and awkward'*. Available: <https://www.macleans.ca/news/canada/record-setting-high-jumper-who-invented-technique/>. Accessed : 14 Jun 2019.
- [14] IOC [2019] *Dick Fosbury Revolutionized the High Jump*. Available: <https://www.olympic.org/dick-fosbury/>. Accessed: 26 May 2019.
- [15] ISOLEHTO J., VIRMAVIRTA M., KYROLAYNEN H., KOMI P. [2007] *Biomechanical analysis of the high jump at the 2005 IAAF World Championships in Athletics*. *New Studies of Athletics*, 22(2):17-27.
- [16] KOWALCZYK R. [2014] *Localization of the center of mass of high jumpers and position of the body according to the bar* (in Polish with English abstract). Doctoral dissertation, Faculty of Physical Education, Gdansk: Gdansk University of Physical Education and Sport.
- [17] NIGG B. M. [1974] *A Jump, To jump, Jumps* (in German). Zurich: Juris Verlag.
- [18] OLYMPIC CHANNEL [2013] *The Olympics on the Record. How One Man Changed the High Jump Forever*. Available: www.youtube.com. Accessed: 26 May 2019.
- [19] OZOLIN N. [1973] *The High Jump Takeoff Mechanism*. *Track Technique*, 52:1671.
- [20] PELT M. VAN [2010] *Space Tourism. Adventures in Earth Orbit and Beyond*. New York, N.Y.: Praxis Publishing, Copernicus Books; p.185.
- [21] PIRIE A. [2022] *How the high jump evolved: A brief history*. Available: <http://www.pinoyathletics.info/how-the-high-jump-evoloved>. Accessed: 16 Nov 2022.
- [22] ROSENBAUM M. [2019] *Official rules for the Olympic high jump*. Available: <https://www.liveabout.com/olympic-high-jump-rules-3258792>. Accessed: 16 Nov 2022.
- [23] SOZANSKI H., REGINI R. [1995] *A high jump. Technique, Methods of education, Training*. In: Mroczynski Z. (ed.) *Athletics. Part II: Jumps, throws, poli-thlons*. Gdansk: University of Physical Education, pp. 393-478.
- [24] WIKI [2019] *Fosbury Flop*. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Fosbury_Flop. Accessed: 26 May 2019.

Kolarstwo i jego korzyści w promocji zdrowia: funkcjonalny i morfologiczny wpływ na pracę układów organizmu

Cycling and its benefits in promoting health: functional and morphological effects on the work of body systems

D. POLISZCZUK

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, e-mail: dmytro.poliszczuk@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: kolarstwo, motywy, sprawność, stan zdrowia

1. Wstęp

Najcenniejszą wartością jaką posiada człowiek jest jego życie, aby było ono długie i pełne szczęścia potrzebne jest zdrowie. Światowa Organizacja Zdrowia (WHO) określiła zdrowie jako stan pełnego fizycznego, umysłowego i społecznego dobrego samopoczucia, a nie tylko brak choroby lub kalectwa. Wpływ stylu życia na stan zdrowia uważa się za największy. Racjonalne żywienie, aktywność fizyczna, higiena osobista oraz czystość otoczenia, umiejętność radzenia sobie ze stresem, odpoczynek, a także odpowiednie relacje międzyludzkie i pozytywna postawa, wpływają na stan naszego zdrowia. Wszystkie te cechy określają zdrowy styl życia, który w 50-60% determinuje zdrowie każdego człowieka [Szwarc i wsp. 1988, Parnicka 2005].

Dzisiaj już nikogo nie dziwi ten fakt, że symbolem współczesnej cywilizacji są komfortowe samochody, ale w sytuacji totalnego uzależnienia człowieka od techniki w wysoko rozwiniętych krajach rower przetrwał i udowodnił swoją przydatność jako środek transportu, rekreacji i wyczynu. W ostatnich latach obserwuje się zasadniczą zmianę mentalności ludzi: zamiast biernego wypoczynku, preferowany jest aktywny styl życia z naciskiem na ruch a w szczególności powrót do zainteresowania rowerem [Bieniok 2006, Poliszczuk 2012].

Obecnie rower zajmuje wysokie miejsce jako wspomagający środek aktywnego wypoczynku lub turystyczny środek transportu, a w szczególnych warunkach alternatywny sposób na przemieszczanie się w centrach miast przy zatłoczonych samochodami ulicach.

Uprawianie kolarstwa sprzyja wprowadzaniu w życie zachowań prozdrowotnych, ponieważ uprawiając aktywność fizyczną na rowerze można rozładować negatywne emocje związane ze stresem przeżywanym w ciągu dnia, podczas pracy czy zajęć szkolnych.

W czasie treningu kolarskiego wyrabiają się cenniejsze wartości psychomotoryczne: odporność, reakcja, odwaga, wysoka sprawność fizyczna, poczucie równowagi i siła.

Kolarstwo należy do tych form aktywności ruchowej, która daje nie tylko możliwość prawidłowego rozwoju układów organizmu, ale i buduje charakter młodego człowieka.

Podczas treningu kształtują się reakcje, które powodują funkcjonalne i morfologiczne przystosowawcze zmiany w pracy układów organizmu. Adaptacja to złożony proces przystosowywania organizmu do zmieniających się warunków. Niezbędne jest tu jak najpełniejsze wykorzystanie fizjologicznych rezerw organizmu.

Obciążenia fizyczne wywołują specyficzne dla konkretnej formy ruchów reakcje adaptacyjne, uwarunkowane charakterem pracy różnych układów organizmu. Specyficzność reakcji organizmu na zadane obciążenia wyraża się w tym, że poszczególne organy należące do różnych struktur anatomicznych łączą się w jeden mechanizm funkcjonalny, którego praca stanowi podstawę do kształtowania się doraźnych i długotrwałych reakcji adaptacyjnych [Wilmore i Costil 1999]

Ponadto jazda na rowerze jest atrakcyjną alternatywą formą spędzania wolnego czasu. Niezmiernie istotne jest rozwijanie już od najmłodszych lat pozytywnych postaw zdrowotnych przez rodziców i szkołę, ponieważ ma to ogromny wpływ na dalsze funkcjonowanie człowieka.

W ogólnopolskich badaniach w 2021 r. 38,8% Polaków (36,7% kobiet i 41,0% mężczyzn) zadeklarowało, iż jazda na rowerze jest najbardziej popularną aktywnością fizyczną. W porównaniu z poprzednią edycją ogólnopolskiego badania zaobserwowano niewielki spadek liczby osób aktywnych fizycznie. Jednak warto zauważyć, że był to czas, w którym na prowadzących działalność sportową, rozrywkową i rekreacyjną nakładane były obostrzenia związane z panującą pandemią COVID-19. Utrudniony był również dostęp do obiektów sportowych. Uczestników, którzy w zajęciach sportowych brali udział regularnie było 20,6% (w 2016 r. – 21,7%). Spośród nich 37,6% ćwiczyło regularnie, ale tylko poza okresami obowiązywania obostrzeń związanych z pandemią COVID-19. Aktywność fizyczną podejmowało ponad 40% mieszkańców miast (najwięcej w dużych miastach, o liczbie mieszkańców 500 tys. i więcej – ponad 50%). Natomiast tylko co trzeci mieszkaniec wsi deklarował uczestnictwo w zajęciach sportowych lub rekreacji ruchowej. Najpopularniejszą aktywnością sportową, jaką zadeklarowali uczestnicy zajęć sportowych była jazda na rowerze. Zarówno wśród ćwiczących kobiet jak i mężczyzn ponad 60% uprawiało ten sport. Spośród osób jeżdżących na rowerze 6,4% wykazywało tę aktywność tylko w okresach, kiedy nie obowiązywały obostrzenia związane z pandemią COVID-19. Popularnym sportem było również pływanie, które uprawiało 34,2% uczestników zajęć sportowych (30,4% kobiet i 37,9% mężczyzn).

Najczęściej jako motyw uprawiania sportu lub rekreacji fizycznej członkowie gospodarstw domowych podawali przyjemność i rozrywkę – 67,5% mężczyzn oraz 62,3% kobiet. Znaczenie miało też utrzymanie kondycji fizycznej oraz zachowanie właściwej sylwetki. Nieznacznie więcej kobiet (41,0%) niż mężczyzn (39,8%) wskazało tę przyczynę. Ważnym motywem było także zdrowie oraz zalecenia lekarza (kobiety – 27,3%, mężczyźni – 21,9%) [CBOS 2022].

Kolarstwo ciągle się rozwija. Na fali popularności rowerów górskich w Polsce powstało wiele cykli imprez sportowych dających możliwość rywalizacji amatorom

nieposiadającym licencji, zaplecza technicznego itp. W zależności od organizatora i terenu na jakim rozgrywany jest etap każdy może wybrać stopień trudności trasy. Maratony MTB na szczęście, nie stały się zawodami elitarnymi dla zawodowców, na które zwykli pasjonaci kolarstwa wpuszczani są w roli kibiców. Dzięki swej powszechności maratony wytworzyły nurt, w którym z biegiem lat podąża coraz więcej osób. Często na zawodach można oglądać całe rodziny, których członkowie głównie świetnie się bawią oraz rywalizują w swoich kategoriach wiekowych.

Kolarstwo to sport dla wszystkich w każdym wymiarze. Piękno, przyjemność i moc można tu przeżywać na każdym etapie rozwoju i kariery. Uprawiane jest jako forma turystyki, rekreacji i sportu. Było i jest kojarzone jako forma aktywnego wypoczynku na świeżym powietrzu. Również wzrost świadomości ekologicznej sprawia, że coraz więcej osób wsiada na rower lub utożsamia się z tą formą ruchu począwszy od zwykłego obywatela po znane osobistości świata polityki, kultury i biznesu.

Sport dla wszystkich - to międzynarodowe pojęcie i hasło głoszące prawo każdego człowieka do korzystania z warunków do uczestniczenia w sporcie. Rada Europy wprowadziła to pojęcie w 1966 roku i tym sposobem nakreśliła długofalowe plany i cele dotyczące powszechnego sportu. Sport dla wszystkich obejmuje różne dyscypliny sportu oraz rozmaite formy aktywności fizycznej od niezorganizowanych, spontanicznych gier i zabaw ruchowych, turystyki i tańców do ćwiczeń fizycznych, które są wykonywane systematycznie. Preferowaną metodą treningu sportu dla wszystkich jest trening zdrowotny.

Trening zdrowotny różni się zasadniczo od treningu sportowego, którego celem jest uzyskanie maksymalnych wyników sportowych. Do celów treningu zdrowotnego zalicza się: kreację zdrowia, zapobieganie powstaniu lub rozwojowi chorób cywilizacyjnych, rehabilitację i leczenie chorób. Rehabilitacja, również wykorzystuje trening zdrowotny przy chorobach narządu krążenia np. po zawałach serca, w chorobach układu ruchu np. w chorobie zwyrodnieniowej stawów lub w chorobach metabolicznych. Najbardziej pożądaną formą aktywności fizycznej jako bodźca treningowego ze zdrowotnego punktu widzenia są wysiłki o charakterze wytrzymałościowym, to znaczy takie, które trwają ciągle minimum 5-6 minut, a najlepiej dla treningu zdrowotnego 30 – 40 minut [Kuński 1984].

Przeglądając literaturę zauważono, iż autorzy zalecają stosowanie różnych norm dla treningowej częstotliwości skurczów serca. Przedział pożądaney intensywności mieści się w zakresie od 60% do 85% maksymalnej częstości skurczów serca. W praktyce oznacza to, iż istnieje konieczność uważnego śledzenia również innych objawów tolerancji wysiłkowej, poza wysiłkową częstotliwością skurczów serca.

Aktywność fizyczna wraz z wiekiem drastycznie maleje [Dąbrowski 2007, Kozdroń 2007]. Wraz ze starzeniem się układu sercowo-naczyniowego obniża się wydolność tlenowa z powodu zmniejszenia się pojemności minutowej serca podczas nasilonej aktywności fizycznej. Z powodu spadku maksymalnej częstości skurczów serca i spadku maksymalnej objętości wyrzutowej serca zostaje obniżona maksymalna pojemność minutowa, zaburzeniu ulegają też mechanizmy regulacji ciśnienia krwi, w wyniku czego

zmniejsza się wydolność, źle tolerowana jest postawa stojąca. Unieruchomienie może prowadzić do zaburzeń krążenia obwodowego, występuje zastój chłonki i krwi żyłnej w kończynach dolnych co spowodowane jest utratą funkcji pompy mięśniowej.

Hipokinezyza prowadzi do zaburzeń układu oddechowego, a dodatkowo z wiekiem zmniejsza się pojemność życiowa płuc, natomiast ilość powietrza zalegającego w płucach wzrasta. Zmiany zachodzą również w klatce piersiowej, staje się usztywniona, jej ruchomość jest ograniczona. Tkanka płucna traci swą elastyczność płuca gorzej się rozszerzają i kurczą podczas wdechu i wydechu. Występuje zanik pęcherzyków płucnych, powstaje miejscowa rozedma, naczynia włosowate zanikają w przegrodach między pęcherzykami, wszystko to wpływa na obniżenie dyfuzji gazów i gorsze utlenienie krwi [Parnicka 2005].

Jednym z czynników, który wyznacza długość trwania życia jest wartość wydolności tlenowej. Ulega ona stopniowemu obniżeniu wraz z wiekiem od 25 roku życia o ok. 10% na dekadę. Do funkcjonowania człowiek wymaga minimum 13-14 ml/kg/min VO_2max . U osób w starszym wieku widoczne jest zmniejszanie się masy mięśni szkieletowych, zjawisko to nasila się po 50 roku życia. W wielu badaniach zauważono, iż między 50-80 rokiem życia ubytek masy mięśni kończyn może wynosić 30-50%. Wraz ze spadkiem masy mięśniowej obniża się również siła. Zdolność do skurczów mięśni obniża się, następuje ich szybka męczliwość [Szwarc i wsp.1988].

Z biegiem lat zachodzą zmiany w mięśniach, a brak aktywności fizycznej te niekorzystne zmiany potęguje i przyspiesza. Występujące zmniejszanie masy mięśniowej jest spowodowane dwoma czynnikami. Jednym z nich jest zanik masy włókien mięśniowych, która wyraża się poprzez zmniejszenie powierzchni przekroju poprzecznego mięśni. Zmniejszenie masy mięśniowej związane z wiekiem wywołane jest zmianami hormonalnymi i metabolicznymi w organizmach ludzi starszych. Zanik mięśni po 50 roku życia jest związany przede wszystkim z utratą włókien szybkich, liczba tych włókien jest uzależniona od intensywności i częstości wykonywania ćwiczeń [Czarkowska-Pączek, Milczarczyk 2006].

W układzie kostno-stawowym również zachodzi niekorzystna metamorfoza. Jest to przyczyną zaburzeń w przyswajaniu fosforanu wapnia, w wyniku przemian biochemicznych struktur kości, tracą one sprężystość, są podatne na złamania. Poprzez aktywność fizyczną, można wpłynąć na wzmocnienie aparatu więzadłowego i kości szkieletu.

Biorąc pod uwagę różne aspekty związane ze zmianą możliwości organizmu szczególnie w funkcji wieku podjęto próbę określenia celu badań, którym było wykazanie wpływu kolarstwa na zmiany funkcjonalne i morfologiczne w pracy wybranych układów organizmu.

2. Metody

W celu przedstawienia wyników reakcji organizmu na wysiłek wykorzystano następujące metody badawcze oceniające:

- Wydolność na podstawie wartości maksymalnego poboru tlenu (VO_2max).

- Siłę nacisku na kierownicę, siodełko i pedał podczas jazdy na szosie z wykorzystaniem czujników tensometrycznych.
- Czas rozluźnienia mięśni kończyn dolnych u kolarzy podczas cyklu pedałowania na podstawie bioelektrycznej aktywności wybranych mięśni.

3. Wyniki

W przeanalizowanych wynikach badań zawodników stwierdzono m. in., że kolarze niższych klas uzyskują VO_2max w granicach 3,6-4,0 l/min, średnio $3,8 \pm 0,95$ l/min. Znacznie wyższe wartości pod tym względem osiągają kolarze wysokiej klasy wykonując pracę o znacznie większej objętości i osiągają wyższe wartości maksymalnego poboru tlenu (VO_2max) na poziomie $5,25 \pm 0,25$ l/min, natomiast u zawodników klasy mistrzowskiej dochodzi do 6,3-6,9 l/min.

Znacznie różni się także moc maksymalna rozwijana przez zawodników o różnym stopniu wytrenowania. Wymuszone przerwanie pracy w wysiłkach do odmowy, obserwowano u kolarzy niskiej klasy już przy obciążeniu 216 W. Natomiast zawodnicy wysokiej klasy przerywali pracę po uzyskaniu obciążenia 378 W, a niektórzy z nich dopiero przy obciążeniu 432 - 486 W [Polishuk D. 1993].

Istotne różnice stwierdzono również podczas wykonywania wysiłku z obciążeniem o jednakowej intensywności. Zadając obciążenia 162 W, kolarze niskiej klasy wykonywali pracę nie dłużej niż przez 16-20 min, podczas gdy kolarze wysokiej klasy byli w stanie kontynuować wysiłek o mocy 324 W w czasie 58-62 min. Pobór tlenu w stosunkowo stabilnych warunkach u zawodników początkujących wynosił 57-59% VO_2maks , a u zawodników wysokiej klasy 72-80% VO_2max . Natomiast podczas wysiłku do odmowy, przed wymuszonym przerwaniem pracy, kolarze niskiej klasy uzyskali 72-80% VO_2max , a zawodnicy wysokiej klasy uzyskali pobór tlenu na poziomie $95,0 \pm 0,88\%$ VO_2max .

Poddając analizie rozkład sił nacisku na poszczególne części roweru (kierownicę, siodełko i prawy pedał) podczas jazdy ze stałą prędkością przy 80-85% VO_2max , stwierdzono zróżnicowane wartości w odniesieniu do składowej pionowej i poziomej (tab.1).

Tab. 1 Wartość nacisku na kierownicę, siodełko i pedał podczas jazdy na szosie, masa zawodnika 75 kg. [Poliszczuk 1996]

Kierunek siły	Kierownica	Siodełko	Pedał
Składowa pionowa [N]	450	300	400
Składowa pozioma [N]	170	200	200

Zaskakującym jest fakt mniejszej wartości siły pionowej wywieranej na siodełko w stosunku do sił nacisku na kierownicę i pedał. Składowe poziome zaś rozkładają się równomiernie na poszczególne części roweru.

W czasie cyklu pedałowania mamy do czynienia z mieszanym charakterem pracy dla różnych grup mięśniowych. Podczas większości wysiłku kolarza, znaczące grupy mięśniowe wykonują pracę bez zmiany długości mięśni, co ocenia się jako izometryczny charakter pracy. Dla tych mięśni (kończyn górnych i tułowia) przeważa napięcie izometryczne.

Znaczone grupy mięśniowe, zwłaszcza kończyn dolnych, w przewodzie charakteryzują się mieszanym, a szczególnie koncentrycznym charakterem pracy mięśni w fazie nacisku na pedał. W fazie unoszenia mamy do czynienia ze znacznie mniejszą aktywności pracy mięśniowej, która przez niektórych autorów, nazwana jest nawet fazą rozluźnienia. Podczas cyklu pedałowania ma ono duże znaczenie w warunkach pracy dynamicznej, gdzie przez 35-58% czasu obrotów pedałami mięśnie kończyn dolnych znajdują się w stanie rozkurczu (tab. 2).

Tab. 2 Czas rozluźnienia mięśni kończyn dolnych u kolarzy podczas pedałowania (% czasu całego obrotu) [Poliszczuk 1996]

Mięśnie	Tempo pedałowania, obr./min		
	60	90	120
Prosty uda	41,2	42,3	43
Dwugłowy uda	39,6	41,5	43,0
Piszczelowy przedni	32,6	35,3	48,8
Obszerny przyśrodkowy	35,1	41,5	48,0
Trójgłowy łydki	51,3	50,7	50,0
Plaszczkiowaty	58,7	58,2	57,0

Zauważyć można, że dla większości mięśni wzrost prędkości obrotu/min nie zwiększa procentowego czasu rozluźniania w cyklu pedałowania. Jedynie dla mięśni piszczelowy przedni i obszerny pośladkowy zauważa się wzrost czasu rozluźniania.

4. Dyskusja

Pod wpływem obciążeń ze stopniowo wzrastającymi obciążeniami następuje przebudowa układów funkcjonalnych organizmu, zapewniających możliwość wykonywania pracy. Wynikiem takiej przebudowy jest nasilenie procesów nerwowo-hormonalnych i przemiany materii. Głównym warunkiem utrzymania homeostazy przy obciążeniach jest zachowanie proporcjonalności powstających zmian adaptacyjnych do zakresu istniejących rezerw organizmu.

Mechanizmy oddziaływania treningu na organizm i mechanizmy procesu adaptacji do wyťažonej pracy mięśniowej są różne i przebiegają na różnych poziomach: molekularnym, komórkowym, na poziomie tkanek, układów i całego organizmu.

Przytoczone wyżej wyniki badań świadczą o pozytywnym wpływie systematycznego treningu kolarskiego. Skutkiem treningu jest wyraźna ekonomizacja funkcji. U kolarzy wysokiej klasy przed wymuszonym przerwaniem wysiłku, praca podczas pedałowania wzrasta do $6,7 \pm 1,48$ J, a praca użyteczna wzrasta bardziej niż włożona i wynosi $9,9 \pm 1,21$

J. W wyniku tego wzajemny stosunek między pracą użyteczną a ogólną pracą włożoną przed wymuszonym przerwaniem pracy u kolarzy wysokiej klasy praktycznie nie zmienia się.

Kolarstwo stawia największe wymagania pracy układów sercowo-naczyniowego i oddechowego. Krew dostarcza do pracujących organów tlen, substraty utleniania i pomaga w usunięciu z organizmu produktów przemiany materii. Podczas treningu zmienia się objętość krwi, jej zdolność do wiązania i transportowania tlenu i dwutlenku węgla oraz zdolność do neutralizowania produktów przemiany, szczególnie kwasu mlekowego, powstającego w organizmie w czasie intensywnej pracy. Ukrwienie mięśni jest jednym z głównych czynników limitujących wydolność specjalną zawodników.

Moc pracy serca ocenia się na podstawie objętości krwi, przepompowywanej przez nie w jednostce czasu – pojemności minutowej. Podczas intensywnej pracy mięśniowej serce nietreningowego człowieka może przepompować w ciągu jednej minuty 20-24 litrów krwi, a serce kolarza wysokiej klasy do 46 litrów. Efektywnym sposobem treningu doskonalącego pracę układu krążenia jest wysiłek przemian tlenowych przy HR 130-160 /min. W tym przedziale intensywności, objętość skurczowa wynosi od 93 do 100% max. Wysoką efektywność mają tu obciążenia o charakterze ciągłym, zmiennym i interwałowym.

Życiowa pojemność płuc wynosiła u badanych kolarzy 5,5-6,8 l (u początkujących 3,2-3,8 l); siła wdechu wynosiła 150-240 mm Hg (u początkujących 80-150 mm Hg) [Polishuk D. 1993]. Połączenie wysokiego poziomu pojemności życiowej płuc i dużej siły mięśni oddechowych pozwala osobom uprawiającym kolarstwo uzyskiwać wielkość maksymalnej wentylacji płuc w zakresie 200-250 l/min, a wentylacja płuc o wielkości 60-140 l/min, charakterystyczna dla kolarzy, uzyskiwana jest przez układ oddychania bez dużego wysiłku.

Sporne pozostaje zagadnienie stosowania specjalnych rodzajów oddychania mających na celu podwyższenie jego efektywności. Zaleca się tu przez różnych autorów:

- a) synchronizować liczbę obrotów pedałowymi z liczbą cykli oddechowych (np.: w stosunku 1/1 lub 1/2) w czasie jazdy z różną prędkością;
- b) podczas treningu stosować różne przyrządy i sposoby, utrudniające wdech i wydech, np. jazda na rowerze w masce lub opasywanie klatki piersiowej bandażami;
- c) w czasie pedałowania wstrzymywać oddech na 5-15 s;
- d) podczas jazdy oddychać rzadko, ale głęboko;
- e) wykonywać specjalne ćwiczenia oddechowe podczas treningu ogólnorozwojowego.

Liczni kolarze 3-4 razy dziennie wykonują specjalne zestawy ćwiczeń oddechowych (np. serie głębokich oddechów, a także pełne wydechy ze skłonem w przód z rękami przed siebie), ponieważ uważają, że konieczne jest zwiększenie ruchomości klatki piersiowej i możliwości mięśni oddechowych.

Przekonanie, że przy niskiej pozycji naruszone zostaje normalne oddychanie kolarzy, z powodu niedostatecznej wentylacji dolnych części płuc nie znalazło potwierdzenia. Podczas badań laboratoryjnych kolarzy tradycyjnie określa się VO_2max w czasie

intensywnej pracy w pozycji niskiej. Gdyby ta pozycja utrudniała oddychanie, odbijałoby się to przede wszystkim na wartościach $VO_2\max$.

Jednakże chociaż niska pozycja i charakterystyczna dla jazdy na rowerze pozycja rąk nie odbijają się ujemnie na wymianie gazowej, stwarza to jednak pewne utrudnienie dla oddychania. Dlatego podejmowane są próby opracowania racjonalnej pozycji, której efektywność określano by nie tylko czynnikami aerodynamicznymi, ale także lepszym komfortem oddychania.

Na uwagę zasługują zalecane kolarzom ćwiczenia oddechowe mające na celu podwyższanie ruchomości kręgosłupa. Podczas pokonywania różnych części tras częstotliwość obrotów pedałami u kolarzy wynosi 50-90 obr./min. Jak wykazały badania, odruchowa i świadomie nie kontrolowana częstotliwość oddychania wynosi 45-47 oddechów na minutę. Ruchy kończyn dolnych i częstotliwość oddychania są u kolarzy asynchroniczne (np. u pływaków obserwuje się proporcje 1/2, a u wioślarzy 1:1).

Wszystkie ogniwa procesu oddechowego podlegają znacznym zmianom przystosowawczym w czasie treningu. Te pozytywne zmiany dokonują się podczas zajęć treningowych na skutek ogromnej pracy całego narządu oddechowego. Jest to zupełnie wystarczająca ilość pracy bez konieczności dodatkowego wykonywania jakichś ćwiczeń oddechowych o dużej objętości.

Wysiłek fizyczny stawia znaczne wymagania układowi termoregulacji. Maksimum wydolności organizm człowieka uzyskuje przy podniesieniu temperatury ciała o 1-1,5°C. Jednakże kiedy treningi odbywają się w ciepłym lub gorącym klimacie, produkcja ciepła o 18-20 razy przewyższa jej poziom w stanie spoczynku. Oddawanie ciepła drogą parowania odgrywa główną rolę w niedopuszczeniu do przegrzania organizmu. Systematyczny trening powoduje szereg zmian adaptacyjnych, co wyraża się w szybszym poceniu się, w zwiększeniu ilości wydalanego potu, a także w dużej ilości parującego potu.

Układ termoregulacji kolarzy znajduje się w sytuacji komfortowej. Obfite picie, zapewniające równie intensywne pocenie się połączone z intensywnym owiewaniem, zapobiega i zmniejsza odwodnienie i przegrzewanie organizmu kolarza. Podczas intensywnych i długotrwałych etapów kolarze tracą na wadze nie więcej niż 2,0-2,5 kg. Temperatura ciała zwykle nie przewyższa 39,0°C.

Pozycja kolarska zapewnia rozłożenie na cały układ ruchu sił rozwijanych podczas pedałowania przez mięśnie kończyn dolnych i górnych oraz tułowia. Pozwala to kolarzowi bardziej efektywnie wykorzystywać swoje potencjalne możliwości podczas pokonywania dystansu. Masa ciała kolarzy w czasie jazdy na rowerze stosunkowo równomiernie rozkłada się na kierownicę, siodełko i pedały, a siły przykładane są w kilku punktach: ręce, przedramię, miednica, stopy.

Składowe pionowe i poziome sił rozwijanych przez stopy podczas pedałowania są 4-4,5 razy mniejsze niż wartość maksymalna odbicia w czasie biegu. Przy zwiększaniu prędkości jazdy, a także na podjazdach, siły przykładane przez zawodnika do pedałów znacznie wzrastają. Na krętych zjazdach zawodnicy przestają kręcić pedałami, kontynuując poruszanie się z zadziwiającą prędkością. Przy stosunkowo podobnych

wydatkach energii i pracy układów sercowo-naczyniowego i oddechowego obciążenie układu ruchu np. u biegaczy jest znacznie większe niż u kolarzy.

Wykonywania ćwiczeń dynamicznych (jazda na rowerze, na łyżwach, wioślarstwo itp.) przez długi czas jest możliwe dzięki mieszanym skurczom mięśni. Dynamika przepływu krwi przy napięciu statycznym jest utrudniona i w dużym stopniu zależy od obciążenia fizycznego. Zmniejszenie przepływu krwi obserwuje się nie tylko w czasie napięć statycznych, ale także podczas pracy dynamicznej wykonywanej w dużym tempie. Podczas pedałowania w rytmie jeden raz na sekundę przepływ krwi wzrasta. Jednak podczas nacisku na pedały, kiedy rozwijana jest duża siła, w tej fazie ruchu, z powodu utrudnień mechanicznych powstających przy skurczach mięśni, przepływ krwi w rzeczywistości może obniżyć się o 40%.

Specyfika koordynacji ruchów kolarza wyraża się w zdolności do dokładnego regulowania częstotliwości pedałowania, wielkości przykładanych sił, stałości pozycji dla utrzymania wymaganej prędkości.

W Polsce odsetek osób nie uprawiających ćwiczeń fizycznych w żadnej formie jest bardzo wysoki. Porównanie wskaźników uczestnictwa w różnych formach kultury fizycznej z danymi z innych krajów pozwala stwierdzić, że w Polsce udział ten jest wyraźnie niższy, niż w przodujących pod tym względem państwach europejskich [Lenartowicz 2016].

Jest to bardzo niepokojący zjawisko, ponieważ hipokinezja wpływa na każdy układ w organizmie ludzkim, niosąc niekorzystne zmiany. Najczęściej w literaturze jako pierwszy wymienia się układ krążenia, dochodzi tu do zmian w sercu oraz w obrębie krążenia obwodowego. Od naczyń krwionośnych i czynności serca w znacznym stopniu uzależniona jest zdolność do obciążeń wysiłkowych. Zmiany inwolucyjne w naczyniach występują w wyniku odkładania się złogów cholesterolu, wapnia, tłuszczu. W kapilarach utrudniona jest przepuszczalność z powodu pogrubienia ich błony podstawowej. Mięsień sercowy jest źle zaopatrywany w krew, a co za tym idzie gorzej odżywiany i utleniany. Objętość lewej komory serca ulega obniżeniu, zmniejsza się faza wczesnego wypełnienia komór w czasie wysiłku jak i w spoczynku oraz wzrasta rola fazy późnego napełniania komór [Toczek-Werner 1998]. Ściany naczyń są sztywne, występuje brak elastyczności i podatności na rozciąganie. Podczas zwiększonego obciążenia niewydolnego układu krążenia obserwuje się: łatwe męczenie, zadyszka, uczucie rozpierania w klatce piersiowej [Kozdroń 2007]. Zmiany te mogą prowadzić do chorób, które są związane z układem krążenia np.: choroba niedokrwienna serca, udar, nadciśnienie tętnicze, choroby tętnic obwodowych.

Hipo- i akinezja prowadzą również do zaburzeń układu oddechowego, a dodatkowo z wiekiem zmniejsza się pojemność życiowa płuc, natomiast ilość powietrza zalegającego w płucach wzrasta. Zmiany zachodzą również w klatce piersiowej, jej ruchomość jest ograniczona, przyczynia się to zmian zeszywniających kręgosłupa oraz do zwapnienia przyczepów żeber do mostka. Tkanka płucna traci swą elastyczność płuca gorzej się rozszerzają i kurczą podczas wdechu i wydechu. Występuje zanik pęcherzyków płucnych, miejscowa rozedma, naczynia włosowate zanikają w przegrodach między

pęcherzykami, wszystko to wpływa na obniżenie dyfuzji gazów i gorsze utlenienie krwi [Parnicka 2005, Toczek-Werner 1998].

Zmiany inwolucyjne w układzie pokarmowym występują w postaci zaników różnych enzymów mających istotne znaczenie w trawieniu pokarmów oraz wydalania zbędnych produktów przemiany materii. Perystaltyka jelit zostaje znacznie spowolniona, ma to niekorzystny wpływ na przyswajanie pokarmów i wydalanie. Konsekwencją tego mogą być zaparcia i niestrawności. Ćwiczenia fizyczne mają wpływ na przyspieszenie przemiany materii i perystaltyki jelit. Szczególną uwagę należy zwrócić na mięśnie brzucha i okolicy biodrowej [Pietruszka i Kołajtis-Dołowy 2003].

Aktywność fizyczna odgrywa istotną rolę w kontroli masy ciała, z powodu bezpośredniego bilansu równowagi energetycznej. Ćwiczenia przyczyniają się do walki z otyłością, ponieważ ogólna utrata masy ciała jest większa przy podejmowaniu aktywności fizycznej razem z ograniczeniem jedzenia, co daje lepszy efekt niż wyłączne ograniczenie żywności [Wolańska 1989]. Otyłość definiowana jest jako stan obniżający potencjał zdrowia, nagromadzenie nadmiernej ilości tłuszczu w organizmie. Często jest powodem dwóch czynników: małego poziomu aktywności fizycznej przy jednoczesnym spożywaniu zbyt dużej ilości żywności. Jest to skutek dodatniego bilansu energetycznego [Czarkowska-Pączek i Milczarczyk 2006]. Otyłość ma ważny wpływ na jakość życia osób starszych, i jest dużym problemem społecznym. Występuje ciągły przyrost osób, u których wskaźnik masy ciała BMI przekracza 30 kg/m² co jest powodem zwiększenia grupy ludzi, której jakość życia ulega dużemu obniżeniu. Związek między jakością życia i BMI zazwyczaj bywa nieliniowy – jakość życia była odpowiednia, w przypadku kiedy BMI występowało w przedziale 20-25kg/m² większe wartości tego wskaźnika wiązało się ze zwiększonym ryzykiem pogorszenia zdrowia [Lopez Garcia i wsp. 2003]. Ludzie otyli wpadają w tzw. błędne koło. Zaczyna się od lenistwa, które na początku pojawia się z braku doceniania korzyści wynikających z aktywności fizycznej, później w wyniku tego zjawiska pojawiają się różnego rodzaju upośledzenia układu ruchu, które są odczuwane jako ból podczas wysiłku co powoduje, że osoby te znacznie ograniczają swoją aktywność, co sprzyja postępowi otyłości, a to przyspiesza powodowanie zmiany przeciążeniowe układu ruchu [Kłosowski 1999].

Zmiany inwolucyjne obejmujące tkankę nerwową polegają na zaniku komórek nerwowych. W pierwszej kolejności można zauważyć obniżenie wrażliwości zmysłów. Zmysły wzroku, smaku, słuchu ulegają osłabieniu. Z biegiem lat spowolnieniu ulega tzw. szybkość reakcji, czyli szybkość reagowania na bodziec. Widoczna jest otępiałość umysłowa co manifestuje się wolniejszym uczeniem się, gorszą pamięcią, myśleniem oraz radzeniem sobie z problemami [Szwarc i wsp. 1988].

Otyłość powstaje jako skutek dodatniego bilansu energetycznego, najczęściej warunkuje go zwiększony pobór energii w postaci pokarmu co znacznie przewyższa wydatek energetyczny. Najważniejszym sposobem do zmniejszenia nadwagi jest połączenie aktywności ruchowej z odpowiednią dietą [Kuński 1984].

Zwyrodnienie krążków między kręgowych stanowi od 60 do 80% wszystkich przyczyn zespołów bólowych dolnego odcinka kręgosłupa. Choroba ta często jest

skutkiem starzenia się ustroju, przeciążenia, sumowania się mikrourazów jak i również zmian wrodzonych kręgosłupa. Obecnie człowiek dużo czasu spędza siedząc, a aktywny styl życia nie jest promowany w społeczeństwie. W istniejących metodach zapobiegających bólom kręgosłupa niezastąpione znaczenie ma aktywność ruchowa. Jej zasady prowadzą się do treningu postawy i utrzymania właściwej pozycji w pracy zawodowej i podczas odpoczynku, a także dbania o właściwą masę ciała. Istotna jest również świadomość jakich ruchów należy unikać [Kuński 1984].

Współczesny człowiek, żyje często w stresujących warunkach, wśród wysokiego poziomu hałasu, jest podatny w takich warunkach na obniżenie poziomu nastroju, stany depresyjne charakteryzujące się utratą do przeżywania radości. Z depresją często spotykane są dolegliwości charakteryzujące choroby psychosomatyczne. Okazało się, że depresje przybierają postać, lub mówiąc ogólniej, współlistnieją z grupą tzw. chorób psychosomatycznych zaliczanych do grupy tzw. schorzeń cywilizacyjnych, których głównych przyczyn dopatrywano się w przeciążeniach psychicznych. Efekty aktywności fizycznej mają udowodniony bezpośredni wpływ na samopoczucie, które jest miarą nastroju. Zmniejszają przez to tendencje do depresji w formie „czystej” oraz wpływają na depresje zamaskowane w postaci objawowych chorób „psychosomatycznych”. Występowanie chorób cywilizacyjnych nie jest tylko losowe. W dzisiejszych czasach w naszym społeczeństwie występują bardzo licznie. Są to „przenoszone choroby” przez czynniki kulturowe, tymi czynnikami są wzory zachowań i współzależność między społeczeństwem a środowiskiem.

Aktywność fizyczna wspomaga regenerację sił, odpręża oraz skutecznie zapobiega skutkom przedwczesnego starzenia się i chorobom cywilizacyjnym [Kostka 2007].

Podczas kontaktu z kolarstwem chętnie powracamy do przeżyć związanych z rowerem, które towarzyszą nam od momentu przejechania pierwszych metrów na dziecięcym rowerku. Jazda na rowerze to coś czego każdy z nas w życiu doświadczył, poznał specyfikę, zmierzył się z trudnościami podjazdu pod górę czy poznał frajdę zjazdu.

Człowiek na rowerze, to najbardziej ekonomiczny sposób przemieszczania się, jest to maszyna prosta, lekka, niedroga z wielokrotnością możliwości człowieka. W celu pokonania pieszo jednego kilometra przeciętny człowiek potrzebuje ok. 15 minut. Ta sama osoba w tym samym czasie nie męcząc się przejedzie na rowerze 4 km [Poliszczuk 2012].

Badania dowiodły iż poruszając się rowerem w ruchu miejskim wdychamy mniej zanieczyszczeń niż kierowcy samochodów i pasażerowie komunikacji miejskiej. Ze względu na umieszczenie systemów wentylacyjnych tych pojazdów niżej od głowy jadącego rowerzysty. Ryzyko odniesienia poważnych obrażeń ciała jest także mniejsze niż u osób poruszających się samochodem. Z 7 tys. ofiar wypadków na polskich drogach rowerzyści stanowią jedynie niewielki procent. 18-24-latkowie są pięciokrotnie bardziej narażeni na wypadek kierując samochodem niż rowerem. Dodatkowo ćwiczenie równowagi i koordynacji na rowerze pomaga w życiu codziennym uniknąć np. poślizgnięcia na oblodzonym chodniku. Kolarstwo jako dyscyplina sportowa jest także

mniej kontuzjogenna od innych sportów; koszykarze 22 razy częściej trafiają do szpitala z urazami, a tenisisci 26 razy częściej [Poliszczuk D. 2019].

Korzystanie z roweru przedłuża życie o kilka lat. Lekarze Brytyjczyści oceniają, iż korzyści zdrowotne związane z jazdą na rowerze (poprawa kondycji, lepiej działający układ oddechowy i krwionośny), mierzone zmianą spodziewanej długości życia, przewyższają dwadzieścia razy mierzone tą samą miarą zagrożenia, ryzyka urazów. Życie rowerzysty jest nie tylko dłuższe i lepsze, ponieważ osoby korzystające systematycznie z roweru cieszą się zdrowiem i kondycją, jakie posiadają ludzie 10 lat młodszy. Pomimo, iż większość osób jest świadoma negatywnego oddziaływania palenia papierosów, tymczasem nie podejmowanie aktywności fizycznej jest równie dużym zagrożeniem jak wypalenie 20 papierosów dziennie. Codzienna aktywność fizyczna to najlepszy lek na większość chorób cywilizacyjnych. Najskuteczniejszy jeżeli jest podawany systematycznie i umiarkowanie dawkowy. Jazda na rowerze spełnia kryterium systematyczności, gdyż w odróżnieniu np. od pływalni czy siłowni nie potrzebuje poświęcenia dodatkowej ilości pieniędzy i czasu na ćwiczenia fizyczne.

Z przeprowadzonych badań wynika, że większość respondentów preferuje kolarstwo indywidualne. Dużą liczbę obiektów sportowych zbudowano z myślą o masowym uczestnictwie w sporcie. Uprawiający kolarstwo zadeklarowali, że ten rodzaj aktywności nie wiąże się z wysokimi kosztami, ponieważ na barierę finansową (ceny sprzętu) wskazało zaledwie 6% ankietowanych, lecz natrafia na barierę związaną z współużytkownikiem dróg. Dotyczy to przede wszystkim infrastruktury i zachowania na drogach.

Większość badanych, która uprawia kolarstwo swoją sprawność fizyczną ocenia dobrze i bardzo dobrze. Nikt z badanych nie określił swojej aktywności fizycznej jako niskiej. Liczni respondenci zaliczyli siebie do grupy amatorów. Świadczy to o tym, że badani w większości uprawiają ten sport rekreacyjnie, czyli jako aktywność fizyczną, lecz wykonywaną systematycznie. Regeneruje ona siły umysłowe, fizyczne i psychiczne. Człowiek poddaje się jej bez przymusu dla własnej satysfakcji. Duża liczba ankietowanych osób uprawiają kolarstwo dla przyjemności, odnowy sił, podtrzymywania zdrowia, sprawności fizycznej oraz urody.

Dla niektórych jazda na rowerze stała się racjonalnym sposobem zagospodarowania czasu wolnego od pracy, ich stylem życia. Czas wolny jest przedmiotem zainteresowania różnych nauk takich jak pedagogika, nauka o kulturze fizycznej, socjologia, ekonomia itp. Nie istnieje jedna, powszechnie akceptowana definicja czasu wolnego. Jest to pojęcie bardzo subiektywne, inaczej czas wolny jest traktowany w różnych systemach wartości, środowiskach społecznych, kręgach kulturowych. Nawiązując do problematyki uprawiania kolarstwa, jako rekreacyjnej formy aktywności fizycznej młodzieży i osób dorosłych należy podkreślić, że w świetle nowoczesnych poglądów nie jest to sposobem na zagospodarowanie czasu wolnego, ale czasem, którym dysponuje człowiek na cele rekreacji, poprawę kondycji fizycznej i psychicznej. Aktywność fizyczna jest dziś potrzebą, koniecznością, wymogiem niezbędnym dla organizmu, w każdym etapie

ontogenezy. Dlatego należy ją traktować nie jako zbytek w czasie wolnym [Nowocien 2013].

Na podstawie badań stwierdzono, że do najważniejszych korzyści, które ankietowani czerpią z aktywnego wypoczynku należy przyjemność z wysiłku fizycznego, poprawa kondycji, relaks i odprężenie, rozwój zainteresowań, poprawa zdrowia. Badania wykazują, iż respondenci prowadzą zdrowy styl życia. Ponad połowa respondentów, stwierdziła, iż uprawianie kolarstwa przyczyniło się do ograniczenia korzystania z używek. Znaczna liczba osób, która wzięła udział w badaniu uważa, że odżywia się właściwie.

Właściwe odżywianie polega na ograniczaniu nadmiaru kalorii, urozmaiconej diecie oraz regularnych posiłkach. Zapotrzebowanie organizmu na kalorie wraz z wiekiem maleje. Największe potrzeby ma młody, rozwijający się człowiek, natomiast starszy wiek i brak aktywności fizycznej powoduje, iż nadmiar kalorii odkładany jest w formie tkanki tłuszczowej. Człowiek nieaktywny powinien dostarczać z pożywieniem 2000-2200 kcal. Wpływ na organizm ma także rodzaj dostarczanej żywności i jej obróbka. Dieta powinna być urozmaicona, a więc dostarczać wszystkich składników pokarmowych: białek, cukrów, tłuszczu, witamin oraz minerałów.

Zachowanie współużytkowników dróg, infrastruktura rowerowa, ceny sprzętu można zaliczyć do barier ekonomicznych i zaniedbań kulturowych, natomiast warunki atmosferyczne są barierą zewnętrzną, mogącą mieć również istotny wpływ na podjęcie aktywności fizycznej. Szczególnie jeśli chodzi o sporty sezonowe uprawiane na „wolnym powietrzu”. Istotna jest również rola aktualnej pogody na podejmowanie decyzji o uprawianiu aktywności. Ludzie mają inny nastrój, gdy pogoda jest przygnębiająca, pochmurna i deszczowa, a inny gdy jest ciepło i słonecznie.

5. Podsumowanie

Przeprowadzone badania pozwalają stwierdzić, że poziom wydolności w znacznym stopniu limitowany jest funkcjonalnym stanem układu ruchu, układów energetycznych i termoregulacją. Przy przeciążeniu jednej z tych funkcji wydolność zawodnika spada. U kolarzy „udział” wymienionych funkcji jest bardziej równomierny, a warunki w jakich wykonywana jest praca są bardziej sprzyjające w porównaniu z innymi dyscyplinami o charakterze cyklicznym.

Jazdę na rowerze można oferować ludziom w różnym wieku: dzieciom i osobom w wieku starszym, kobietom i mężczyznom, uczniom, studentom, pracującym i emerytom; jeździć można indywidualnie, z rodziną lub w gronie przyjaciół. To nie tylko poprawia kondycję fizyczną, ale także humor. Podczas wysiłku zwiększa się w organizmie produkcja przeciwciał i hormonu zadowolenia (endorfina), który łagodzi skutki stresu, a to właśnie on jest jednym z głównych czynników wywołujących spadek odporności.

Jazda na rowerze nie wymaga wyjątkowych umiejętności. Pozytywne emocje, korzystne fizjologiczne zmiany jako skutek wysiłku fizycznego są czynnikami, które przemawiają na korzyść tego rodzaju wysiłku. Jest to sposób ciekawy, korzystny i nie bez

znaczenia tani, spędzania wolnego czasu. Dla ludzi, którym w związku ze stanem zdrowia należy zwiększyć dawkę aktywności fizycznej jazda na rowerze jak najbardziej jest wskazana. Pozwala ona dużo czasu spędzać na świeżym powietrzu, a słoneczny dzień to dawka witaminy D, zapewniająca człowiekowi dobre samopoczucie.

Żeby osiągnąć opisane w pracy cele trzeba sięgać po skuteczne środki. Takim środkiem jest jazda na rowerze. Warto złożyć taką ofertę swoim znajomym i kolegom.

Większość badanych respondentów określa siebie jako amatorów, znaczna liczba badanych uważa siebie za profesjonalistów, znikomą liczbę stanowią początkujący.

Dominująca część ankietowanych swoją sprawność fizyczną ocenia dobrze, znaczna część badanych uważa, iż posiada sprawność fizyczną na poziomie bardzo dobrym. Prawie tyle samo respondentów twierdzi, iż ich poziom sprawności znajduje się na poziomie przeciętnym. Niewielka liczba badanych określiła posiadaną sprawność na poziomie niskim. Nikt z ankietowanych nie odpowiedział, że jego sprawność fizyczna znajduje się na poziomie bardzo niskim.

Badani kierują się różnymi motywami podejmując jazdę na rowerze. Najwięcej ankietowanych czerpie przyjemność z wysiłku fizycznego, duża grupa badanych motywuje się poprawą kondycji. Znaczna liczba osób, które wypełniły ankietę jeździ na rowerze dla relaksu i odprężenia. Prawie połowa respondentów jeżdżąc na rowerze rozwija swoje zainteresowania i umiejętności. Co trzecia osoba jeździ ze względu na walory zdrowotne. Zaspokojenie ambicji jako motyw uprawiania kolarstwa wskazał zaledwie co czwarty ankietowany. Taka sama liczba osób za motyw kierujący podjęciem jazdy na rowerze uznało ucieczkę od kłopotów i problemów. W celach towarzyskich jeździ co czwarta osoba.

Znaczna część badanych jest zdania, iż najbardziej utrudnia jazdę na rowerze zachowanie innych współużytkowników dróg. Jedna trzecia badanych jest zdania, że infrastruktura rowerowa (drogi rowerowe, parkingi dla rowerów, szlaki) przyczynia się do utrudnienia jazdy rowerowej w Polsce. Niektórzy podali w ankiecie, iż najbardziej utrudniają uprawianie kolarstwa warunki atmosferyczne. Niewielka liczba osób stwierdziła, iż utrudnieniem są wysokie ceny sprzętu kolarskiego.

Uzyskane wyniki pozwalają na sformułowanie końcowych stwierdzeń.

Należy promować zdrowy styl życia w miejscach publicznych, w tym w szkołach poprzez intensywne kampanie edukacyjne, ukazujące zalety aktywnego wypoczynku, zachęcające do aktywności fizycznej. Widać potrzebę wprowadzenia edukacyjnych programów w środkach masowego przekazu w celu upowszechnienia wiedzy i podnoszenia świadomości ludzi o niekorzystnych skutkach biernego spędzania czasu oraz przekonania ich o wartościach uprawiania wybranej według osobistych upodobań dyscypliny sportu dla wszystkich lub innej formy aktywności fizycznej.

Teraz właśnie rower zajmuje wysoką lokatę jako wspomagający środek aktywnego wypoczynku lub turystyczny środek transportu, a w szczególnych warunkach alternatywny sposób na przemieszczanie się w centrach miast przy zatłoczonych samochodami ulicach. Kolarstwo należy do tych form aktywności fizycznej, która daje nie tylko możliwość prawidłowego rozwoju układów organizmu, ale i buduje charakter

młodego człowieka. W czasie treningu kolarskiego wyrabiają się najcenniejsze wartości psychomotoryczne: odporność, reakcja, odwaga, wysoka sprawność fizyczna, poczucie równowagi i siła.

Pod wpływem wysiłku ze stopniowo wzrastającymi obciążeniami następuje przebudowa układów funkcjonalnych organizmu, zapewniających możliwość wykonywania pracy. Wynikiem takiej przebudowy jest nasilenie procesów nerwowo-hormonalnych i przemiany materii. Głównym warunkiem utrzymania homeostazy przy obciążeniach jest zachowanie proporcjonalności powstających zmian adaptacyjnych do zakresu istniejących rezerw organizmu. Mechanizmy oddziaływania treningu na organizm i mechanizmy procesu adaptacji do wyętej pracy mięśniowej są różne i przebiegają na różnych poziomach: molekularnym, komórkowym, na poziomie tkanek, układów i całego organizmu.

Piśmiennictwo

- [1] BIENIOK H. (2006) *Zarządzanie własnym zdrowiem czyli zrób wreszcie coś dla swojego ciała*. AWF Katowice.
- [2] CBOS (2022) *O aktywności fizycznej Polaków*.
- [3] CZARKOWSKA-PĄCZEK B., MILCZARCZYK S. (2006) *Związany z wiekiem ubytek masy mięśniowej*. *Przegląd Lekarski*, 63: 658-661.
- [4] DĄBROWSKI A. (2007) *Wartości i cele aktywności ruchowej osób starszych*. W: *Sprawna starość* pod red. Dąbrowski A, Rowiński R. AWF Warszawa.
- [5] KŁOSOWSKI M. (1999) *Przegląd i charakterystyka metod oceny poziomu aktywności fizycznej oraz jej wpływu na organizm człowieka*. W: *Aktywność fizyczna*. pod red. Kłyszejko J. AWF, Warszawa
- [6] KOSTKA T. (2007) *Czynniki determinujące sprawność funkcjonalną i jakość osób starszych*. W: *Sprawna starość*. pod red. Dąbrowski A, Rowiński R. AWF Warszawa.
- [7] KOZDRON E. (2007) *Jakość życia aktywnych seniorów*. W: *Sprawna starość*. pod red. Dąbrowski A. Rowiński R. AWF Warszawa.
- [8] KUŃSKI H. (1984) *Aktywność ruchowa, a choroby cywilizacyjne*. W: *Aktywność ruchowa osób dorosłych*. Instytut Zawodowy Związków Wydawniczych, Warszawa.
- [9] Lenartowicz Michał, (2016) *Family Leisure Consumption and Youth Sport Socialization in Post-communist Poland: A Perspective Based on Bourdieu's Class Theory*, *International Review for the Sociology of Sport*. 51 (2): 219–237.
- [10] LOPEZ GARCIA E, BANEGAS JR, GUTIERREZ-FISAC JL, ET AL. (2003) *Relation between body weight and health-related quality of life among the elderly in Spain*. *Int J Obes Relat Metab Disord* 27: 701-709.
- [11] NOWOCIEŃ J. (2013) *Sport w kulturze i wychowaniu obywatelskim*. W: *Sport w kulturze zdrowia, czasu wolnego i edukacji olimpijskiej*. Pod red. Nowocień J., Zuchora K. AWF, Warszawa.: 183-199.
- [12] PARNICKA U. (2005) *Profilaktyczne znaczenie aktywności ruchowej osób starszych*. W: *Rekreacja ruchowa w teorii i praktyce* pod red. Kubina Z, Bergier B. Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa w Białej Podlaskiej.
- [13] PIETRUSZKA B., KOŁŁAJTIS-DOŁOWY A. (2003) *Aktywność fizyczna w czasie wolnym od pracy u osób dorosłych jako element stylu życia*. *Annales Universitatis Mariae Curie-Skłodowska Lublin – Polonia*; sup. 13, 190 (58): 482-486.

- [14] POLISHUK D. (1993) *Ciclismo: Preparati6n*, Teoria y Pr6ctica. Barcelona. Paidotribo.
- [15] POLISZCZUK D. (1996) *Kolarstwo – teoria i praktyka treningu*. Warszawa. RCMSzKFiS.
- [16] POLISZCZUK D. (2012) *Wydolno6c z siodelka*. W: Medycyna sportowa. Cz. druga. Red. K. Klukowski. Medical trybunie Warszawa. 74-78.
- [17] POLISZCZUK D. (2019) *Przyczyny, rodzaje i cz6stotliwo6c wyst6powania uraz6w narz6du ruchu os6b uprawiaj6cych sport wyczynowo w dyscyplinach wytrzyma6ciowych o cyklicznym charakterze ruchu*. W.: Wsp6lczesne trendy optymalizacji szkolenia sportowego. Sadowski (red). Akademia Wychowania Fizycznego J6zefa Pi6sudskiego, Bia6a Podlaska.: 182-206.
- [18] SIWIŃSKI W. (1996) *Czas wolny, jego problematyka spo6eczno-wychowawcza w pozaszkolnej kulturze fizycznej i turystyce*. W: Sport, Rekreacja Ruchowa, Turystyka pod red. Siwiński W. PDW Ławica, Poznań.
- [19] SZWARC H, WOLAŃSKA T., ŁOBOŻEWICZ T. (1988) *Rekreacja i turystyka ludzi w starszym wieku*. Pod red. Tarka-Huczek E. Instytut Wydawniczy Zwi6zków Zawodowych Warszawa.
- [20] TOCZEK-WERNER S. (1998) *Podstawy rekreacji i turystyki*. AWF Wrocław.
- [21] WILMORE J.W., Costil D.L. (1999) *Physiology of Sport and Exercise*. Champaign. Human Kinetics.
- [22] WOLAŃSKA T. (1989) *Rekreacja ruchowa*. W:Raport o kulturze fizycznej w Polsce. Komitet Nauk o Kulturze Fizycznej. Warszawa.

Historyczny rys Sympozjum Biomechaniki Sportu

Historical outline of the Sport Biomechanics Symposium

CZ. URBANIK¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie e-mail: czeslaw.urbanik@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: sympozjum, historia, osiągnięcia, udział

W 2000 roku odbył się kolejny Międzynarodowy Kongres Biomechaniki. Obejmował wszystkie aspekty naukowe związane z biomechaniką: medycyny, inżynierii, materiałów, pracy. Wszystkie te działy biomechaniki były bardzo rozbudowane w postaci kilku sesji naukowych. Natomiast biomechanika sportu, od której de facto rozpoczął się w Polsce rozwój biomechaniki, została ograniczona do jednej sesji. To spowodowało bunt jednego z członków Zarządu Polskiego Towarzystwa Biomechaniki. Postanowił zorganizować spotkanie naukowców, którzy w wielu ośrodkach w Polsce, zajmują się naukowo biomechaniką sportu. I tak w 2001 roku Zakład Biomechaniki, Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie zorganizował pierwsze Sympozjum Biomechaniki Sportu, które odbyło się 7 grudnia. To sympozjum zgromadziło przedstawicieli prawie wszystkich uczelni wychowania fizycznego w Polsce, a referaty prezentowało 14 naukowców.

Po pozytywnych dwóch recenzjach opublikowano 13 prac w postaci druku zwartego: „**Wybrane zagadnienia biomechaniki sportu**” pod red. Czesława Urbanika, a recenzentami byli: **prof. Tadeusz Bober, prof. Lechosław B. Dworak, dr hab. Włodzimierz Erdmann, dr hab. Stefan Kornecki, dr hab. Ryszard Maroński, dr hab. Alicja Rutkowska-Kucharska, prof. Andrzej Wit, dr hab. Jacek Zieliński.**

Referaty wiodące zaprezentowali **prof. Lechosław B. Dworak** pt. „Charakterystyka dynamiki odbicia w ruchach lokomocyjnych człowieka”, **dr hab. Włodzimierz Erdmann** pt. „Podstawy kinematyki sportu” oraz **dr hab. Zbigniew Trzaskoma** pt. „Pomiar siły i mocy sportowców wysokiej klasy”. Pozostałe referaty w czasie jednodniowego sympozjum w trzech sesjach wygłosili **Andrzej Mastalerz, Krystyna Antoniuk-Lewandowska, Adam Czaplicki, Alicja Rutkowska-Kucharska, Zbigniew Staniak, Małgorzata Sobera, Ryszard Maroński, Henryk Król, Roman Kalina, Bohdan Karpilowski.**

Uroczystego otwarcia Sympozjum Biomechaniki Sportu dokonał Rektor AWF **prof. dr hab. Henryk Sozański**, a swój udział zaznaczyli **prorektor prof. Andrzej Wit, prorektor prof. Ryszard Żukowski**, a także ówczesny dziekan **dr hab. prof. AWF Jacek Zieliński.**

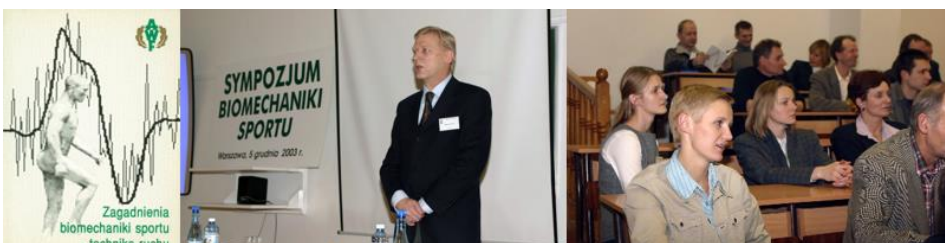


Po 2 latach, w roku 2003 odbyło się drugie Sympozjum Biomechaniki Sportu a celem była wymiana doświadczeń, poglądów i upowszechniania wyników badań z zakresu biomechaniki. Tematem wiodącym Sympozjum była **Biomechanika Sportu – Technika Ruchu**. Podobnie jak pierwsze sympozjum, trwało ono 1 dzień i w trzech sesjach wygłoszono 3 wiodące referaty: **dr hab. Czesław Urbanik** pt. „Wspomnienie o prof. Kazimierzu Fidelusie”, **prof. Frantisek Vaverka** pt. „Technika ruchu”, i **prof. Vladimir Timoshenkov** pt. „The prospects of making use of cycling vehicles in locomotion”.

Było to pierwsze spotkanie z udziałem gości zagranicznych: prof. F. Vaverka z Czech i prof. V. Timoszenko z Białorusi. Łącznie w sesjach przedstawiono 17 prezentacji (**Tadeusz Bober, Elżbieta Ostrowska, Tadeusz Ruchlewicz, Henryk Król, Adam Czaplicki, Piotr Tabor, Janusz Iskra, Włodzimierz Erdmann, Lechosław B. Dworak, Robert Staszkiwicz, Sonia Vodickova, Małgorzata Sobera**), których autorami było 37 naukowców.

Po recenzjach opublikowano 15 prac w druku zwanym: „**Wybrane zagadnienia biomechaniki – technika ruchu**”. Do grona recenzentów z pierwszego sympozjum dołączyły dwie osoby: **dr Tadeusz Ruchlewicz** oraz **dr hab. Zbigniew Trzaskoma**.

Tym razem Sympozjum Biomechaniki Sportu otwierał ówczesny Rektor AWF, biomechanik oraz członek grona recenzentów, **prof. Andrzej Wit**, a w obradach udział brało wielu znakomitych naukowców naszej Uczelni.



Sympozjum, które odbyło się w 2005 roku miało szczególne znaczenie, bowiem w porozumieniu z Polskim Towarzystwem Biomechaniki, nasze Sympozjum zyskało patronat i weszło na stałe do kalendarza imprez PTB. Główną tematyką sympozjum była „**Biomechanika Sportu – Sport Wyczynowy**”. Wygłoszono trzy wykłady wiodące: **prof. Lechosław B. Dworak** pt. „Biomechanika sportu z perspektywy Międzynarodowego Sympozjum Biomechaniki Sportu w Pekinie 2005”, **dr hab. Włodzimierz Erdmann** pt. „Zagadnienia biomechaniki taktyki sportowej” oraz

dr hab. Zbigniew Trzaskoma pt. „Dymorfizm płciowy a zwiększanie siły mięśniowej i mocy sportowców”. Ponadto zaprezentowano 18 prac (**Adam Siemiński, Tadeusz Ruchlewicz, Henryk Król, Andrzej Mastalerz, Michał Staniszewski, Elżbieta Ostrowska, Janusz Iskra, Bogdan Pietraszewski, Małgorzata Stachowicz, Jan Gajewski, Piotr Tabor, Alicja Szpala, Renata Awramczewa, Wioletta Pędzich, Michalina Błażkiewicz**), których autorami było 43 badaczy.

Po recenzjach opublikowano 15 prac w druku zwartym: „**Biomechanika Ruchu – Wybrane zagadnienia**”. Do grona recenzentów dołączył **prof. Janusz Błaszczyk**. Sympozjum otwierał Rektor **prof. Henryk Sozański**, a swój udział zaznaczyli prorektor **prof. Tadeusz Galkowski** oraz dziekan **dr hab. prof. AWF Jerzy Nowocień**. Wśród gości honorowych był mistrz olimpijski w podnoszeniu ciężarów **Zygmunt Smalcerz**.



W 2007 roku odbyło się jedyne sympozjum poza murami naszej uczelni i trwało 2 dni. Z racji spotkania poza Warszawą udział wzięli tylko uczestnicy sympozjum. Wykłady wiodące w trzech sesjach wygłosili: **Prof. Lechosław B. Dworak** pt. „Aktywność i dorobek naukowy jednostek badawczych i ich pracowników w świetle aktualnych kryteriów MNiSW – przesłanki dla środowiska biomechaników”, **dr hab. Małgorzata Ogórkowska** pt. „Realne zagrożenia przeciążeń kręgosłupa w wioślarstwie” oraz **dr hab. Jan Gajewski** pt. „Wpływ wysiłku fizycznego na zmiany drżenia fizjologicznego kończyny górnej”. Ponadto zaprezentowano 29 prac (m.in. **Włodzimierz Erdmann, Leszek Nosiadek, Robert Michnik, Andrzej Mastalerz, Tadeusz Wojtkowiak, Joanna Gorwa, Kryspin Mięrota, Elżbieta Ostrowska, Magdalena Figat, Joanna Kamińska, Jerzy Zawadzki, Elżbieta Baciąga** i znakomita część osób występująca w poprzednich sympozjach), których autorami było 70 naukowców.

Opublikowano 12 prac w pozycji „**Wybrane zagadnienia biomechaniki ruchu człowieka**”.

Było to pierwsze sympozjum, w którym wzięli udział przedstawiciele Centralnego Instytutu Ochrony Pracy (m.in. **Danuta Roman-Liu, Tomasz Tokarski, Joanna Kamińska**) oraz Politechniki Śląskiej (m.in. **Dagmara Tejszerska, Marek Gzik, Jacek Jurkojć**).

Uroczystość otwarcia przypadła w udziale Pani prorektor **dr hab. Alicji Przyłuskiej-Fiszera**.



Kolejne sympozjum, które odbyło się w 2009 roku zostało rozszerzone o **biomechanikę w rehabilitacji**, bowiem coraz więcej ośrodków akademickich rozpoczęło biomechaniczne badania osób niepełnosprawnych. W dwudniowym sympozjum zorganizowano 6 sesji, w których wiodące wykłady zaprezentowali: prof. Lechosław Dworak pt. „Biomechanika sportu w badaniach Katedry Biomechaniki AWF w Poznaniu”, Firma MEDIWA prezentowała możliwości pomiarowe, prezentacja firmy HELMAR, **dr hab. Michał Wychowański** pt. „Prekursorzy fizyki sportu”, prezentacja firmy Wolters Kluwer Health Medical Research oraz **dr hab. Włodzimierz Erdmann** pt. „Podstawy dynamiki sportu”.

Zanotowano znaczący wzrost zainteresowania tym sympozjum, czego dowodem była liczba osób biorących udział w Sympozjum. Łącznie przedstawiono 37 prezentacji (oprócz tych, którzy już wcześniej prezentowali swoje osiągnięcia naukowe, byli to: **Wanda Forczek, Adam Stępień, Jacek Niedzielski, Maciej Kusiak, Martyna Jarocka, Juliusz Sury, Piotr Wilkosz, Karolina Dubiel, Wiesław Chwała, Jarosław Kabaciński, Dagmara Iwańska** i in.), a wszystkich autorów było 87.

Po recenzjach opublikowano 20 prac w książce „**Biomechanika sportu i rehabilitacji – wybrane zagadnienia**”. Do grona recenzentów dołączyli **prof. Krzysztof Kędzior** i **dr hab. Andrzej Mastalerz**.

Otwarcia sympozjum dokonała Pani Rektor **dr hab. prof. AWF Alicja Przyłuska-Fiszler**, a udział wziął również ówczesny dziekan **dr hab. prof. AWF Henryk Norkowski**.



W 2011 roku w 6 sesjach wykłady wiodące prezentowali: firma HELMAR i TECHNOMEX, **prof. Grażyna Lutosławska** pt. „Trening interwałowy w sporcie”, **dr hab. Małgorzata Sobera** pt. „Rozwój równowagi ciała”, **dr hab. Włodzimierz**

Erdmann pt., „Zagadnienia równowagi ciała człowieka”, **dr hab. Adam Czaplicki** pt. „Drgania układów biomechanicznych” oraz **dr hab. Jan Gajewski** pt. „Allometryczne skalowanie zmiennych biomechanicznych”. Łącznie przedstawiono 41 prezentacji (w tym po raz pierwszy m.in. **Barbara Pacelt, Katarzyna Jochymczyk-Woźniak, Karolina Dubiel-Wuchowicz, Mirosław Gustyn, Mariusz Pawłowski, Robert Michnik, Magdalena Syrek, Mariusz Strzecha, Jacek Niedzielski** i in.). Autorami tych prac było aż 123 autorów.

Do publikacji zgłoszono ok 20 prac, ale po recenzjach opublikowano 15 w druku zwanym „**Wybrane zagadnienia biomechaniki sportu i rehabilitacji tom I**”. Do grona recenzentów dołączyli: **dr hab. Jan Gajewski, dr hab. Małgorzata Sobera** i **dr hab. Michał Wychowański**.

Symposium otwierał prorektor ds. Nauki **dr hab. prof. AWF Zbigniew Trzaskoma**, a udział wzięli m.in. dziekan **dr hab. prof. AWF Henryk Norkowski** a także profesorowie **Grażyna Lutosławska** i **Tadeusz Maszczak** oraz **dr hab. Marek Gzik** dziekan wydziału mechanicznego Politechniki Śląskiej. Należy także podkreślić, że wśród wykładowców był wieloletni trener najlepszych polskich płotkarek **dr Tadeusz Szczepański**.



Rok 2013 był przełomowy pod względem publikacji, bowiem od tego roku według zarządzeń Ministerstwa, prace publikowane w druku zwanym, ale jako materiały pokonferencyjne w języku polskim przestały liczyć się w punktacji.

Po raz pierwszy opublikowano 13 najlepszych prac w języku angielskim „**Selected Problems of Biomechanics of Sport and Rehabilitation Vol II**”. Wszystkie streszczenia 48 prezentacji, których autorami było 159 osób opublikowano w języku polskim. Ze względu na bardzo dużą liczbę zgłoszonych prac, nie można było umieścić wszystkich w sesjach oralnych, dlatego utworzono sesję plakatową, w której prezentowano 14 prac. Pozostałe prace prezentowano w 5 sesjach. Wiodące wykłady zaprezentowali **prof. Heikki Kyrolainen** pt. „Economy of human locomotion”, **dr hab. Małgorzata Syczewska** pt. „Obiektywne metody analizy ruchu – wróg czy przyjaciel w leczeniu pacjentów”, **dr hab. Katarzyna Kisiel-Sajewicz** pt., „Nerwowo-mięśniowe mechanizmy aktywacji i deaktywacji mięśni szkieletowych”, **prof. Maria Zakynthinaki** pt. „Modeling the process of balance restoration after perturbation from quiet stance” oraz **prof. Jan Celichowski** „Znaczenie kodu nerwowego w programowaniu ruchu”.

Wśród wykładowców był reprezentant Uniwersytetu Jyväskylä prof. H. Kyrolainen oraz Uniwersytetu w Atenach Maria Zakynthinaki i Vasilios Giovanis.

Uroczystego otwarcia Sympozjum Biomechaniki Sportu i Rehabilitacji dokonał Rektor **dr hab. prof. AWF Andrzej Mastalerz**.



Kontynuacją tematyki biomechaniki sportu i rehabilitacji było następne sympozjum w 2015 roku, które zorganizowane zostało we wrześniu w ramach Uroczystości 85-Lecia Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, na zakończenie roku jubileuszowego. Zaowocowało liczną reprezentacją autorów z zakresu biomechaniki w rehabilitacji. Łącznie w sympozjum wygłoszono 44 prezentacje, w których udział wzięło 133 autorów, a ich streszczenia opublikowano w druku zwartym. Jednym z prelegentów był znakomity trener jednej z najlepszych tenisistek świata **dr Ryszard Lisicki**, który wygłosił wykład wiodący pt. „Wykorzystanie biomechaniki w codziennej pracy trenerskiej na przykładzie tenisa”. W pozostałych czterech sesjach plenarnych wykłady wiodące wygłosili: **prof. Andrzej Wit** pt. „Modelowanie techniki ruchu – możliwości i ograniczenia zastosowań w sporcie”, **dr hab. Alicja Rutkowska – Kucharska** pt. „Wykorzystanie elektromiografii (EMG) w diagnostyce mięśni stabilizujących kręgosłup”, **dr hab. Ryszard Maroński** pt. „Inspiracje lotnicze w biomechanice”, **dr hab. Andrzej Mastalerz** pt. „Mechanizmy przenoszenia obciążenia zewnętrznego w urządzeniach do treningu siły mięśniowej ze szczególnym uwzględnieniem krzywki”. Zrealizowano także jedną sesję plakatową, w której przedstawiono 15 prac. Śród recenzentów po raz pierwszy pojawili się **dr hab. Krzysztof Buśko**, **dr hab. Marek Gzik**, **dr hab. Henryk Król**, **dr hab. Małgorzata Sobera**, **dr hab. Jerzy Zawadzki**.

Sympozjum otwierał Rektor **dr hab. prof. AWF Andrzej Mastalerz**, a swój udział zaznaczyli prorektorzy **prof. dr hab. Monika Guskowska** i **dr hab. prof. AWF Michał Lenartowicz**.



Kolejne spotkanie biomechaników odbyło się w 2017 roku. Swoje wyniki badań w pięciu sesjach plenarnych przedstawiło 24 prelegentów a jednej plakatowej 22. Łącznie

było 133 współautorów. Wykłady wiodące prezentowali: **dr hab. Ryszard Maroński** pt. „Nieoczywistości w biomechanice – i nie tylko”, **prof. Lechosław Dworak** pt. „Obciążenia narządu ruchu u profesjonalnych sportowców oraz dzieci szkolnych i muzyków-skrzypków. Konteksty biomechaniczne i muzyczne”, **dr hab. Alicja Rutkowska – Kucharska** pt. „Przyczyny przeciążeń układu ruchu w step-aerobiku”, **mgr Krzysztof Cygoń** pt. „Analiza parametrów biomechanicznych w warunkach outdoorowych”, **dr hab. Michalina Błażkiewicz** pt. „Zastosowanie wybranych parametrów dynamiki nieliniowej w biomechanice”. W książce streszczeń opublikowano 44 abstraktów. Do grona recenzentów doszedł **dr hab. Wiesław Chwała**.

Symposium otwierał Rektor **dr hab. prof. AWF Andrzej Mastalerz**, a swój udział zaznaczyli prorektorzy **prof. dr hab. Monika Guszowska** i **dr hab. prof. AWF Michał Lenartowicz** oraz Prezes Polskiego Towarzystwa Biomechaniki **dr hab. inż. Szczepan Piszczatowski**. W symposium wzięło udział 133 autorów wygłaszając 45 prezentacji.

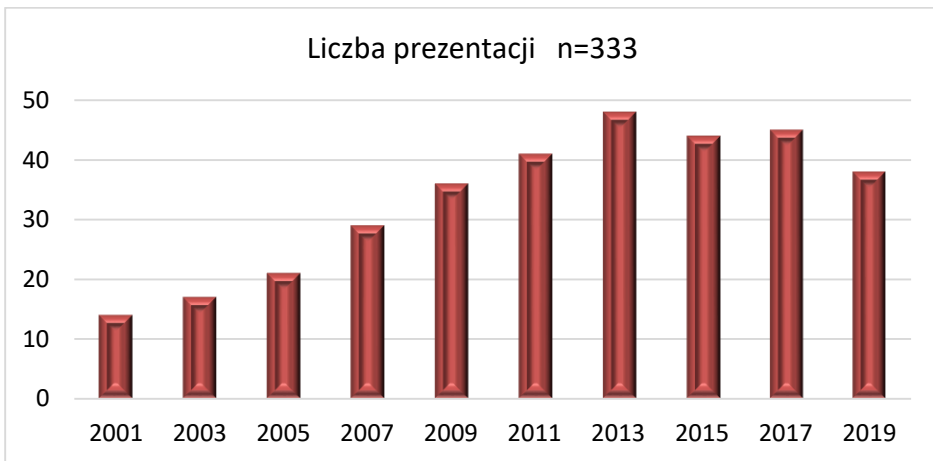


W 2019 roku odbyło się jubileuszowe 10 Sympozjum Biomechaniki Sportu i Rehabilitacji. Podczas 4 sesji plenarnych, wykłady wiodące prezentowali: **prof. Kornelia Kulig** pt. „Neuromechanical adaptation to tendon injury and the proposed framework for intervention”, **prof. Alfonso Oltra Pastor** pt. “Biomechanical innovation aimed at improving people quality of life.”, **dr hab. Ryszard Maroński** pt. “Czy optymalna prędkość biegu lekkoatletycznego jest stała?”, **dr hab. Michalina Błażkiewicz** pt. „Aktualne problemy analizy danych biomechanicznych”. Łącznie prezentowano 20 prac w sesjach oral oraz 18 w sesji plakatowej, przy udziale 105 współautorów. Bardzo interesujące wykłady wiodące wygłosili goście zagraniczni w osobie Pani prof. Kornelii Kulig z University of Southern California w USA oraz prof. Alfonsa Oltra Pastora z Instytut of Valencia w Hiszpanii.

Pod nieobecność Rektora, aktu otwarcia dokonała Pani prorektor ds. Badań Naukowych i Wdrożeń **prof. dr hab. Monika Guszowska**, a udział zaznaczyli prorektor **dr hab. Michał Lenartowicz**, dziekan Wydziału WF **dr hab. Krzysztof Perkowski**, dziekan Wydziału RR **prof. dr hab. Bartosz Molik**.



Podczas tych już 10 spotkań biomechaników sportu i rehabilitacji łącznie przedstawiono 333 prezentacje, wyników własnych badań, których autorami było ponad 300 naukowców z kraju i zagranicy. Łącznie odbyło się 89 sesji naukowych, w których wygłoszono ponad 65 wykładów wiodących.



Ryc. 1 Liczba prezentacji prac naukowych w poszczególnych latach trwania Sympozjum Biomechaniki Sportu i Rehabilitacji.

W każdej sesji było dwoje przewodniczących, a najczęściej rolę tę pełnili profesorowie: **Alicja Rutkowska-Kucharska (10)**, **Czesław Urbanik (10)**, **Lechosław B. Dworak (9)**, **Włodzimierz Erdmann (7)** i **Andrzej Wit (7)**. Łącznie funkcję przewodniczącego sesji pełniło ponad 30 uczestników Sympozjum.

Największą liczbą wykładów wiodących może poszczycić się Pan **prof. Lechosław B. Dworak**, który aż sześciokrotnie prezentował swoje osiągnięcia naukowe. Na podium stanęli jeszcze **dr hab. Włodzimierz Erdmann (5 razy)**, **dr hab. Jan Gajewski** i **dr hab. Ryszard Maroński (po 3 razy)**.

W tym czasie, w którym odbywały się spotkania biomechaników troje z nich, głównych uczestników, doczekało się zaszczytu uzyskania tytułu doktora honoris causa:

prof. Tadeusz Bober (2010), prof. Andrzej Wit (2012) i prof. Lechosław B. Dworak (2015).



W chwili rozpoczęcia serii spotkań w 2001 roku pięcioro uczestników posiadało tytuł profesora: **Tadeusz Bober, Lechosław Dworak, Andrzej Wit, Romuald Będziński, Frantisek Vaverka**. W tym czasie aż dwanaścioro z czynnych uczestników uzyskało tytuł profesora: **Jan Celichowski (2001), Krzysztof Buško (2021), Adam Czaplicki (2022), Marek Gzik (2015), Janusz Iskra (2012), Grzegorz Juras (2016), Andrzej Klimek (2016), Grażyna Lutosławska (2010), Andrzej Mastalerz (2021), Andrzej Rokita (2019), Małgorzata Syczewska (2020), Czesław Urbanik (2007)** oraz czworo gości, którzy odwiedzali symposium: **Alicja Przyłuska-Fischer, Monika Guszkowska, Jerzy Nowocień i Andrzej Kosmol**.

W tym czasie aż 36 osób biorących czynny udział w symposium uzyskało stopień doktora habilitowanego: **Bacik Bogusław, Błażkiewicz Michalina, Buško Krzysztof, Chwała Wiesław, Forczek Wanda, Czaplicki Adam, Gajewski Jan, Gzik Marek, Iskra Janusz, Juras Grzegorz, Jurkojé Jacek, Kaczmarczyk Katarzyna, Kisiel-Sajewicz Katarzyna, Król Henryk, Maroński Ryszard, Mastalerz Andrzej, Robert Michnik, Ogurkowska Małgorzata, Ozimek Mariusz, Pezowicz Celina, Pietraszewski Bogdan, Rokita Andrzej, Roman-Liu Danuta, Siemiński Adam, Sobera Małgorzata, Staszkiwicz Robert, Struzik Artur, Syczewska Małgorzata, Szpala Agnieszka, Tomaszewski Paweł, Trzaskoma Zbigniew, Winiarski Sławomir, Wiszomirska Ida, Wolański Wojciech, Wychowański Michał, Zawadzki Jerzy**.

Niestety, nie obyło się także bez strat w gronie biomechaników. Odeszli na zawsze: **prof. Dagmara Tejszerska (2010), prof. Stefan Kornecki (2015), prof. Zbigniew Trzaskoma (2017), dr Tadeusz Ruchlewicz (2018) i dr Tadeusz Szczepański (2016)** oraz gość honorowy wszystkich dotychczasowych sympozjów 4 krotny olimpijczyk, złoty medalista 2 mistrzostw Świata, poseł na sejm trzech kadencji, Sekretarz Stanu w Ministerstwie Sportu **Zbigniew Pacelt (2021)**.



Komitet organizacyjny wszystkich sympozjum był wciąż taki sam: **Czesław Urbanik, Elżbieta Ostrowska, Andrzej Mastalerz, Dagmara Iwańska, Anna Madej** i kilka innych osób okazjonalnie dołączających do tego grona. Najważniejszą rolę organizacyjną we wszystkich dotychczasowych Sympozjach odgrywały Panie **Dagmara Iwańska** i **Elżbieta Gromulska**, za co należą się Im serdeczne podziękowania z nadzieją na dalszą tak owocną współpracę.

Komitet Naukowy, którego przewodniczącym zawsze był **prof. Czesław Urbanik**, rozpoczął swoją działalność w składzie 9 osób w 2001 roku (**Tadeusz Bober, Lechosław B. Dworak, Włodzimierz Erdmann, Stefan Kornecki, Ryszard Maroński, Alicja Rutkowska-Kucharska, Andrzej Wit, Jacek Zieliński**) i rozrastał się w kolejnych latach (**Krzysztof Buśko, Wiesław Chwała, Adam Czaplicki, Jan Gajewski, Marek Gzik, Krzysztof Kędzior, Henryk Król, Andrzej Mastalerz, Tadeusz Ruchlewicz, Małgorzata Sobera, Zbigniew Trzaskoma, Michał Wychowański, Jerzy Zawadzki**).

Oprócz obrad naukowych i wymiany myśli związanej z osiągnięciami biomechaniki, zorganizowano zwiedzanie Warszawy, m.in. Muzeum Powstania Warszawskiego, Centrum Pieniądza czy Pałacu w Wilanowie.

W czasie Sympozjum od 2007 roku była możliwość prezentowania swoich produktów związanych z metodami badawczymi lub treningowymi, przez różne firmy. Skorzystały z tej możliwości m.in. Helmar (2007, 2009, 2011), Technomex (2007, 2011, 2017, 2019), Mediwa (2009), Wolters Kluwer Health Medical Research (2009), Koordynacja (2013, 2017), EC TEST SYSTEM (2015), KISTLER ESTERN EUROPE (2015, 2017, 2019).

Wszystkim, którzy w jakikolwiek sposób przyczynili się do kontynuowania Sympozjum Biomechaniki Sportu i Rehabilitacji, a w szczególności ich uczestnikom, w imieniu Komitetu Organizacyjnego i Komitetu Naukowego składam najserdeczniejsze podziękowania, żywiąc nadzieję na dalszy tak liczny udział.

