



SYMPOZJUM  
BIOMECHANIKI

SPORTU I REHABILITACJI

7-8 GRUDNIA 2017



STRESZCZENIA

WARSZAWA 2017

# Symposium Biomechaniki Sportu i Rehabilitacji

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego  
w Warszawie

7-8 GRUDNIA 2017



## STRESZCZENIA

**Warszawa**

## **KOMITET NAUKOWY**

Krzysztof Buśko  
Lechosław B. Dworak  
Wisław Chwała  
Adam Czaplicki  
Włodzimierz Erdmann  
Jan Gajewski  
Marek Gzik  
Henryk Król  
Andrzej Mastalerz  
Alicja Rutkowska-Kucharska  
Małgorzata Sobera  
Zbigniew Trzaskoma  
Czesław Urbanik  
Andrzej Wit  
Michał Wychowański

## **KOMITET ORGANIZACYJNY**

Elżbieta Gromulska  
Dagmara Iwańska  
Magdalena Karczewska-Lindinger  
Barbara Pacelt  
Aneta Popieluch  
Piotr Tabor  
Czesław Urbanik  
Karol Wołowski

## **PATRONAT**

Rektor AWF Warszawa dr hab. prof. AWF Andrzej Mastalerz  
Polskie Towarzystwo Biomechaniki

## **KOMITET HONOROWY**

Prof. zw. Dr hab. Tadeusz Bober  
Prezes Unii Związków Sportowych Warszawy i Mazowsza – Zbigniew Pacelt

## **ORGANIZATORZY**

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego

Zakład Anatomii i Biomechaniki  
ul. Marymoncka 34  
00-968 Warszawa, Polska  
tel. 22 834 27 13  
mail: [sympozjumbsir2017@gmail.com](mailto:sympozjumbsir2017@gmail.com)

**Redaktor techniczny:** Dagmara Iwańska

**projekt okładki:** Marta Chróstowska

## SPIS TREŚCI

<b>R. Maroński</b> Nierzeczywistości w Biomechanice – i nie tylko	7
<b>J. Iskra, K. Przednowek</b> Ocena prędkości liniowych wybranych segmentów kończyn górnych w czasie marszu i przez płotki	9
<b>A. Mastalerz, Cz. Urbanik, D. Iwańska, P. Tabor, M. Karczewska-Lindinger</b> Wpływ geometrii bieżni 200 i 400 m na zmęczenie mięśni podczas wysiłków różnej intensywności	11
<b>W.S. Erdmann</b> Biomechanika biegu sprinterskiego płaskiego i przez płotki	13
<b>W. Chwała, W. Mirek, A. Klimek</b> Wpływ treningu ukierunkowanego na optymalizację techniki chodu sportowego na zmiany energii potencjalnej i kinetycznej oraz całkowitej pracy zewnętrznej podczas chodu z różnymi prędkościami.	16
<b>M. Sobera, P. Jaworowska, A. Rutkowska-Kucharska</b> Kontrola równowagi ciała w wybranych ćwiczeniach równoważnych u gimnastyczek artystycznych o różnym stażu treningowym	18
<b>P. Obrębska, J. Ogrodnik</b> Wspomagana komouterowo analiza obciążeń działających w stawie kolanowym podczas lokomocji	22
<b>A. Wit, M. Błazkiewicz, I. Wiszomirska, K. Kaczmarczyk</b> Stykulacja iteracji zmian kątów w stawach kończyny dolnej w chodzie swobodnym.	25
<b>S. Winiarski, B. Pietraszewski</b> Trójwymiarowy wzorzec chodu: dane referencyjne dla młodych kobiet	27
<b>W. Forczek, K. Dymowska</b> Biomechaniczna charakterystyka fizjologicznego chodu kobiet w kontekście jego atrakcyjności	30
<b>W. Pawelec, M. Rychlik, J. Jelonek</b> Wybrane parametry kinematyczne ruchu prawej kończyny górnej skrzypka podczas gry różnymi sposobami artykulacyjnymi	32
<b>H. Król, K. Kmiecik, G. Sobota</b> Czy profile elektromiogramów kończyn dolnych w przysiadach ze sztangą są symetryczne?	34
<b>P. Aschenbrenner, R. Tymański</b> Zmiany w charakterystyce sił reakcji podłoża a skuteczność rzutów zawodników Polskiej Ligi Koszykówki. AWFIS Gdańska	38
<b>Z. Bańkosz, S. Winiarski</b> Kinematyka rakiетки w tenisie stołowym. Zróżnicowanie uderzeń topspinowych	41
<b>W. S. Erdmann</b> Bezzałogowy system powietrzny jako nowe urządzenie rejestracji lokomocji obiektów i analizy biomechanicznej	44
<b>W. Forczek, A. Suder, B. Frączek, A. Masłoń, M. Curyło</b> Ocena wybranych zmiennych kinematycznych lokomocji realizowanej przez kobiety przed ciążą oraz pod koniec I trymestru	46
<b>D. Iwańska, A. Kęska, E. Dadura, A. Wójcik, A. Mróz, G. Lutosławska, A. Mastalerz, Cz. Urbanik</b>	48

Możliwości siłowe w zależności od stężenia IGF-1 oraz markera kolagenu w cyklu miesięcznym kobiet	
<b>J. Kabaciński, M. Murawa, A. Fryzowicz, L. B. Dworak</b> Asymetria siły mięśniowej i mocy kończyn dolnych u sprinterów	50
<b>K. Kaczmarczyk, M. Błażkiewicz, I. Wiszomirska, A. Zdrodowska, A. Wit</b> Ocena stabilności chodu u osób przed i po implantacji ślimakowej	52
<b>M. Karczewska-Lindinger, V. Linnamo, V. Rosso, L. Gastaldi, W. Rapp, Y. Vanlandewijck, S. Lindinger</b> Określenie biomechanicznych różnic pomiędzy zawodnikami różnych klas w paraolimpijskim narciarstwie biegowym	54
<b>R. Kowalczyk, W. S. Erdmann</b> Wielkości inercyjne skoczków wzwyż poziomu światowego	56
<b>D. Dancewicz-Nosko, D. Ożlański</b> Ocena morfofunkcjonalna stopy tancerza	58
<b>E. Polak, I. Matias, M. Rachwał</b> Utrzymanie równowagi w postawie stojącej obunóż w akrobatycznych ćwiczeniach dwójkowych	60
<b>A. Popieluch, M. Wychowański</b> Analiza zmian wybranych parametrów w badaniach stabilograficznych u dzieci po urazach głowy	63
<b>M. Staniszewski, P. Tabor, J. Tkaczyk, Cz. Urbanik, N. Hammoud</b> Wykorzystanie schodów w treningu plyometrycznym o różnym charakterze pracy mięśni kończyn dolnych badania pilotażowe	65
<b>A. Struzik, B. Pietraszewski</b> Prędkość uderzenia piłki a moment siły prostowników stawu kolanowego	68
<b>M. Syrek, U. Zdanowicz, R. Śmigieński, M. Staniszewski</b> Ocena sprawności funkcjonalnej pacjentów po całkowitej trójpęczkowej rekonstrukcji ścięgna Achillesa	70
<b>A. Szulc, M. Konkel, K. Buśko</b> Skoczność i moc słyszających i niesłyszających piłkarek nożnych	72
<b>M. Śliwa, A. Czaplicki</b> Zmiany wartości siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego u siatkarzy w różnych okresach sezonu startowego	74
<b>P. Tabor, A. Mazurkiewicz, Cz. Urbanik</b> Zróznicowanie struktury czasowej ataku w piłce siatkowej w zależności od uwarunkowań taktycznych	76
<b>R. Urbański, W. S. Erdmann</b> Rozkład prędkości na dystansie a wyniki rywalizacji ósemek wioślarskich mistrzostw świata Bled 2011	78
<b>Ł. Wądrzyk, L. Nosiadek, R. Staszkiwicz</b> Pływanie podwodnymi ruchami delfinowymi – przyczyny i konsekwencje nadmiernego zgięcia w stawach kolanowych. AWF Kraków	80
<b>S. Winiarski, K. Aleksandrowicz, A. Rutkowska-Kucharska</b> Zastosowanie Dynamical Asymmetry Function do lokalizacji obszarów o największej asymetrii w ruchach człowieka	83
<b>M. Błażkiewicz</b> Zastosowanie wybranych parametrów dynamiki nieliniowej w biomechanice	86
<b>P. Chróstowski, P. Tabor, Cz. Urbanik</b> Kinematyczne i dynamiczne porównanie ruchu człowieka i robota humanoidalnego ASIMO	88
<b>J. Gajewski, K. Buśko, M. Górski, A. Pastuszka, Z. Staniak</b> Szacowanie mocy maksymalnej rozwijanej podczas wyskoku pionowego na podstawie przebiegu sygnału przyspieszenia	91

- Z. Staniak, K. Buśko, M. Górski, A. Pastuszka**  
Indywidualne charakterystyki akcelerometryczne ruchu obręczy biodrowej w pływaniu stylem klasycznym 93
- A. Bieniek, A. Szczygiół, M. Chrzan, P. Wodarski, M. Morys, M. Gzik, B. Bacik, G. Juras, R. Michnik, K. Paszek**  
Analiza porównawcza kinematyki wypadu szermierczego dla różnych typów broni 95
- P. Szyszka, J. Sacharczuk, A. Czaplicki, J. Jszczuk**  
Zależności pomiędzy wartościami maksymalnych momentów sił mięśniowych a wynikami ćwiczeń ukierunkowanych w podnoszeniu ciężaru 97

7 GRUDZIEŃ 2017

# SESJA I

---

<b>11<sup>15</sup></b>	<b>R. Maroński</b> Nierzeczywistości w Biomechanice – i nie tylko. Politechnika Warszawa
<b>11<sup>45</sup></b>	<b>M. Gzik</b> Wykorzystanie technologii wirtualnej i rzeczywistości w sporcie i rehabilitacji. Politechnika Śląska Gliwice
<b>12<sup>15</sup></b>	<b>J. Iskra, K. Przednowek</b> Ocena prędkości liniowych wybranych segmentów kończyn górnych w czasie marszu i przez płotki. Politechnika Opole
<b>12<sup>30</sup></b>	<b>A. Mastalerz, Cz. Urbanik, D. Iwańska, P. Tabor, M. Karczewska-Lindinger</b> Wpływ geometrii bieżni 200 400 m na zmęczenie mięśni podczas wysiłków różnej intensywności. AWF Warszawa
<b>12<sup>45</sup></b>	<b>W.S. Erdmann</b> Biomechanika biegu sprinterskiego płaskiego i przez płotki. AWFIS Gdańsk

---

# NIEOCZYWISTOŚCI W BIOMECHANICE - I NIE TYLKO

R. MAROŃSKI

Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej Politechniki Warszawskiej, ul. Nowowiejska 24,  
00-665 Warszawa, e-mail: maron@meil.pw.edu.pl

**Słowa kluczowe:** optymalizacja strategii, biegi, chemioterapia

## 1. Wstęp

W referacie zostanie przedstawionych kilka zagadnień, które były przedmiotem badań autora, gdzie uzyskane wyniki są sprzeczne ze spodziewanymi. Pierwsze zagadnienie dotyczy minimalizacji zużycia paliwa przez samolot, gdzie lot ustalony na stałej wysokości nie jest optymalny. Lepsza strategia polega na nieskończenie częstym przełączaniu ciągu pomiędzy wartościami skrajnymi. Drugie zagadnienie dotyczy biegu po trasie o zmiennym kącie pochylenia. Tu prędkość optymalna nie zależy od lokalnego pochylenia trasy. Trzecie zagadnienie dotyczy chemioterapii raka, gdzie albo wszystkie strategie są jednakowo dobre, albo strategia optymalna jest sprzeczna z praktyką kliniczną.

## 2. Materiał i metody

### 2.1. Minimalizacja zużycia paliwa przez samolot w locie na zadaną odległość

Tym zagadnieniem autor zajmował się najdłużej [1]. Badając wypukłość zbioru prędkości uogólnionych można wykazać, że dla najprostszego modelu ruchu samolotu, tak zwanego modelu energetycznego (*energy state approximation*), stosowana w praktyce strategia lotu na stałej wysokości ze stałą prędkością jest nieoptymalna. Lepsza jest strategia losowa będąca kombinacją sterowań bazowych przemnożonych przez prawdopodobieństwo ich wystąpienia [2]. W praktyce może być ona realizowana przez ciąg nieskończenie częstych przełączeń sterowania pomiędzy sterowaniami bazowymi. Zatem deterministyczny model procesu prowadzi do losowego rozwiązania. Podobna strategia jest stosowana w przejazdach konkursowych w czasie zawodów pojazdów zużywających najmniej paliwa [3].

### 2.2. Minimalizacja czasu w biegach lekkoatletycznych

Dla modelu Hilla-Kellera ruchu zawodnika i biegu po trasie o zmiennym kącie pochylenia, prędkość optymalna jest stała i niezależna od lokalnego pochylenia trasy [4]. Wynik ten otrzymano dla stałego współczynnika przetwarzania energii chemicznej metabolizmu w mechaniczną. Wykorzystano pseudospektralną metodę Czebyszewa. Podobny wynik uzyskano dla kolarstwa [5]. Jest to tak zwany efekt Marońskiego [6].

### 2.3. Minimalizacja toksycznego efektu w chemioterapii nowotworów

W chemioterapii nowotworów realizowane są dwa sprzeczne cele: z jednej strony należy zniszczyć komórki raka, z drugiej zaś zminimalizować szkody wywołane przez terapię w komórkach zdrowych. Wykazano, że dla modelu Malthusa wzrostu komórek raka, strategii optymalnych jest nieskończenie wiele [7]. Dla modelu Gompertza natomiast rozwiązanie optymalne jest jednoznaczne, ale sprzeczne z praktyką kliniczną – maksymalną dawkę leku należy zastosować pod koniec terapii, a nie na początku leczenia [8]. Dla obu modeli wykorzystano metodę ekstremalizacji całek krzywoliniowych za pomocą twierdzenia Greena.



### 3. Wnioski

Przytoczone trzy zagadnienia posiadają rozwiązania optymalne, które trudno było przewidzieć na początku badań. W pierwszym rozwiązaniu optymalne nie istnieje w klasie sterowań przedziałami ciągłych. W drugim wiadomo, że chociaż łatwiej biegnie się z góry niż pod górę, to prędkość optymalna jest stała. W trzecim zaś bądź rozwiązanych optymalnych jest nieskończenie wiele, bądź są one sprzeczne z praktyką kliniczną. Uzyskane rozwiązania są prawdziwe dla przyjętych modeli procesów, a te, jak zawsze, są uproszczoną wersją rzeczywistości. Zatem pytanie o naturę przyrody pozostaje ciągle otwarte. Więcej przykładów wyznaczania strategii optymalnych znaleźć można w monografii [9].

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] MAROŃSKI R., ŁUCJANEK W. *Optimalizacja trajektorii samolotu w locie na zadaną odległość*. Archiwum Budowy Maszyn, 1979, 2: 239-256.
- [2] MAROŃSKI R. *Minimalizacja zużycia paliwa w locie na zadaną odległość*. Mechanika Teoretyczna i Stosowana, 1988, 3: 541-556.
- [3] SULIKOWSKI P., MAROŃSKI R. *Quasi-periodic control technique for minimizing fuel consumption during record vehicle competition*. The Archive of Mechanical Engineering, 2013, 2: 185-197.
- [4] MAROŃSKI R., SAMORAJ P. *Optimal velocity in the race over variable slope trace*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2015, 2: 149-153.
- [5] MAROŃSKI R. *Optimization of cruising velocity in recreational cycling*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2002, Suppl. 1: 552-553.
- [6] SAUPE D., DAHMEN T. *Optimal control for cycling trials: The Maronski effect*. 21 Sportwissenschaftlicher Hochschultag, Konstanz, 25-27.09.2013.
- [7] MAROŃSKI R. *Optimal strategy in chemotherapy for Malthusian model of cancer growth*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2017, 1: 63-68.
- [8] MAROŃSKI R. *Optimal strategy in chemotherapy for Gompertzian model of cancer growth*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2008, 2: 81-84.
- [9] MAROŃSKI R. *Strategie optymalne w mechanice lotu i biomechanice*. Oficyna Wyd. Politechniki Warszawskiej, 2016.

## OCENA PRĘDKOŚCI LINIOWYCH WYBRANYCH SEGMENTÓW KOŃCZYN GÓRNYCH W CZASIE MARSZU PRZEZ PŁOTKI

J. ISKRA<sup>1</sup>, K. PRZEDNOWEK<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Wydział Wychowania Fizycznego i Fizjoterapii, Politechnika Opolska, Opole, e-mail: j.iskra@awf.katowice.pl

<sup>2</sup>Wydział Wychowania Fizycznego, Uniwersytet Rzeszowski, Rzeszów, e-mail: krzprz@ur.edu.pl

*Słowa kluczowe: marsze przez płotki, prędkości liniowe, kończyny górne*

### 1. Wstęp

Analiza parametrów kinematycznych i przebiegu ruchu w biegach przez płotki ma bogatą tradycję [1,6]. W większości wniosków aplikacyjnych badacze koncentrują się na zmianach położenia środka ciężkości [3]. W piśmiennictwie brakuje pozycji dotyczących ruchów w zakresie kończyn górnych w czasie biegu na różnych dystansach. Nieliczne analizy opierają się jedynie na obserwacji zdjęć i kinogramów najlepszych zawodników świata [5]. Problem ten jest istotny w czasie biegu na całym dystansie, ze szczególnym akcentem na pokonywanie płotka [2, 4]. Dlatego też w badaniach podjęto próbę analizy ruchu kończyn górnych w aspekcie pokonywania płotka w marszu. Marsze to podstawowe ćwiczenia specjalne realizowane w całorocznym cyklu treningowym, których celem jest nauczanie techniki pokonywania płotka.

Celem pracy jest ocena prędkości liniowych wybranych segmentów kończyn górnych płotkarzy w czasie pokonywania płotka w marszu. Oceny parametrów kinematycznych dokonano w oparciu o ćwiczenia wykonywane nogą lepszą (dominującą) oraz gorszą. Materiał badawczy zarejestrowano z wykorzystaniem systemu IMU-based motion capture.

### 2. Materiał i metody

W badaniu wzięło udział dwóch zawodników trenujących biegi przez płotki (wiek: 26 i 28 lat, masa ciała: 80 i 74 kg, wysokość ciała: 1.85 i 1.84 m). Zawodnicy charakteryzowali się wysokim poziomem wytrenowania startując na mistrzostwach świata, Europy i Igrzyskach Olimpijskich.

Analiza kinematyczna obejmowała ćwiczenia specjalne wykonywane w marszu. Każdy z zawodników wykonywał dwie próby marszu przez płotki. W pierwszej próbie pokonywał płotek nogą lepszą, czyli nogą, którą częściej pokonuje płotek na dystansie 400m przez płotki. W czasie ćwiczenia zawodnik wykonywał marsz przez płotek o wysokości 1.067 m. W drugiej próbie zawodnik pokonywał płotek nogą gorszą. W marszu przez płotek wydzielono trzy zasadnicze pozy (momenty M1-M3). Pierwszy to moment (M1), w którym zawodnik wykonuje odbicie w celu pokonania płotka. Drugą pozą (M2) jest faza lotu nad płotkiem, określana ustawieniem zawodnika w momencie, gdy obie nogi są oderwane od podłoża i stopy znajdują się na tej samej wysokości. Ostatnia poza (M3) to lądowanie określona momentem gdy zawodnik stawia nogę atakującą za płotkiem. Akwizycję parametrów kinematycznych marszu przez płotki zrealizowano z wykorzystaniem systemu Perception Neuron, dodatkowe transformacje i obliczenia wykonano w programie Matlab.

### 3. Wyniki

Analiza danych przedstawionych w Tabeli 1 wskazuje na znaczne różnice prędkości ruchów kończyny górnej w przypadku ataku nogą dominującą oraz przeciwną jej kończyną górną. Dotyczy to większości analizowanych segmentów (ramię, przedramię

i dłoń) oraz wszystkich momentów ruchu (M1-M3). Zawodnik 1 charakteryzował się niewielkimi spadkami prędkości w porównaniu z nogą lepszą atakującą jedynie w przypadku M2 dla ramienia oraz przedramienia po stronie „atakującej”. U zawodnika 2 spadki te odnotowano dla segmentów przedramienia i dłoni strony „zakroczej” w M2 oraz ramienia i przedramienia strony „atakującej” w M3.

Parametrem najbardziej różnicującym ruchy kończyny górnej w czasie analizowanego ćwiczenia jest prędkość dłoni po stronie „zakroczej” podczas lądowania. Na ten właśnie element zwracają uwagę trenerzy [4]. U zawodnika 1 różnica prędkości wynosiła 1.6 m/s, natomiast u drugiego zawodnika 2 m/s. W fazie tej (lądowania) występują także największe różnice pomiędzy zawodnikami. Zawodnik 2 wykonuje ruch ramienia „zakroczonego” wyraźnie szybciej niż zawodnik 1.

Tab. 1 Prędkości (m/s) dla wybranych segmentów w analizowanych momentach marszu przez płotki

Strona	Ramię				Przedramię				Dłoń			
	„atakująca”		„zakroczna”		„atakująca”		„zakroczna”		„atakująca”		„zakroczna”	
Noga	gorsza	lepsza	gorsza	lepsza	gorsza	lepsza	gorsza	lepsza	gorsza	lepsza	gorsza	lepsza
<b>Zawodnik 1</b>												
M1	1,2	1,6	0,9	1,3	1,3	1,6	0,9	1,3	1,2	1,5	1,2	1,6
M2	1,8	1,6	2,3	2,3	1,9	1,7	2,3	2,4	2,1	2,2	2,2	2,6
M3	1,7	2,0	2,3	3,1	2,2	2,5	2,6	3,7	2,9	3,5	2,6	4,2
<b>Zawodnik 2</b>												
M1	0,9	1,7	0,7	1,9	1,2	1,6	0,9	2,1	1,1	1,2	1,2	2,5
M2	2,0	2,3	2,5	2,4	2,3	3,1	2,9	1,6	2,8	4,1	2,7	1,4
M3	3,9	3,7	3,8	4,6	4,9	4,8	4	5,4	5,8	6,3	4,0	6,0

#### 4. Wnioski

W pracy przeanalizowano kinematykę pokonywania płotka w marszu przez dwóch zawodników o wysokim poziomie sportowym. Przeprowadzona analiza wykazała, że w większości przypadków próba na lepszą nogę charakteryzowała się większymi prędkościami w analizowanych fazach.

**Źródła finansowania:** Badania przeprowadzono w ramach grantu MNiSW. Praca naukowa została sfinansowana ze środków budżetowych na naukę w latach 2016–2018 (Projekt N RSA 4 00554).

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] ISKRA, J. AND COH, M. *Biomechanical studies on running the 400 m hurdles*. Human Movement, 2011, 12(4):315–323.
- [2] KRZESZOWSKI, T., PRZEDNOWEK, K., ISKRA, J., AND WIKTOROWICZ, K. *Monocular tracking of human motion in evaluation of hurdle clearance*. In Cabri, J., Barreiros, J., and Pezarat-Correia, P., editors, Sports Science Research and Technology Support, vol. 556 of Communications in Computer and Information Science, 2015:16–29.
- [3] LI, X., ZHOU, J., LI, N., AND WANG, J. *Comparative biomechanics analysis of hurdle clearance techniques*. In ISBS-Conference Proceedings Archive, vol. 1, 2011.
- [4] McFarlane, B. (2000). *The Science of Hurdling and Speed*. Athletics Canada.
- [5] McKinnon, G. and Comerford, M. *Hurdle performance: lead arm technique advancement*. Modern Athlete & Coach, 2012, 50(1):26–29.
- [6] VALAMATOS M.J., VALAMATOS M.J., MIL-HOMENS P. VELOSA A. *Dynamic take-off hurdles clearance: changes on the mechanical power output variables produced by the muscle-skeletal system on the take-off phase of hurdles clearance, induced by a specially designed fatigue protocol*. Revista Portuguesa de Ciências do Desporto 1, 2005:15-30.

## WPLYW GEOMETRII BIEŻNI 200 I 400M NA ZMĘCZENIE MIĘŚNI PODCZAS WYSIŁKÓW O RÓŻNEJ INTENSYWNOŚCI

A. MASTALERZ<sup>1</sup>, CZ. URBANIK, D. IWAŃSKA, P. TABOR, M. KARCZEWSKA-LINDINGER

<sup>1</sup>Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, andrzej.mastalerz@awf.edu.pl

**Słowa kluczowe:** EMG, sprint, MPF, zmęczenie.

### 1. Wstęp

Badanie aktywności mięśni podczas biegu w warunkach terenowych wymaga zastosowania bezprzewodowych systemów EMG, które nie ograniczają ruchu (Baur i wsp. 2007, Van Caekenbergh, i wsp. 2013). Dotychczasowymi badaniami obejmowano różne mięśnie, przy czym koncentrowano się na tym, które mięśnie były aktywne oraz jak zmieniała się ich aktywność w zależności od prędkości bieżącej. Tylko w nielicznych pracach podejmowano problem zmęczenia mięśni (Thelen i wsp., 2005; Yu i wsp., 2008, Mastalerz i wsp. 2012), a w żadnej z nich nie zajmowano się zmęczeniem mięśni w zależności od geometrii bieżni. Dlatego, za cel badań przyjęto ocenę zmęczenia mięśni podczas wysiłków realizowanych na bieżni o geometrii 200 i 400m.

### 2. Materiał i metody

W badaniach wzięła udział lekkoatletka z klasą mistrzowską międzynarodową, która w chwili badań miała wiek 26 lat, wysokość ciała  $67 \pm 3$  cm i masę ciała 52 kg. Pomiar EMG rejestrowano podczas biegu na torze lekkoatletycznym o tartanowej bieżni długości 200 i 400m. Zawodniczka musiała pokonać odcinki o długości: 500 i 300 m. Prędkość została ustalona kolejno na 6,5 m/s i 7,5 m/s dla dystansu 500 oraz 300 m, i była kontrolowana przez stoper. Przerwa pomiędzy każdym odcinkiem wynosiła 90 sekund. Zapis EMG dla mięśnia prostego uda (rectus femoris - RF), głowy długiej mięśnia dwugłowego uda (biceps femoris - BF), mięśnia piszczelowego przedniego (tibialis anterior - TA), głowy bocznej mięśnia brzuchatego łydki (gastrocnemius lateral head - GL) prawej (r) i lewej (l) kończyny otrzymano przy użyciu samoprzylepnych par jednorazowych elektrod powierzchniowych Ag/AgCl (Blue Sensor M-00-S, Ambu, Dania). Surowy sygnał SEMG rejestrowano przy częstotliwości próbkowania 2000Hz, wzmacniano (wzmacniacz różnicowy, CMRR > 80dB przy 60 Hz; impedancja wejściowa 100 M $\Omega$ ) przy szerokości pasma od 20 do 450 Hz, analogowo-cyfrowym przetwornikiem (16-bitowym) za pomocą urządzenia TRIGNO<sup>TM</sup> Personal Monitor (DelSys, Boston, MA). Przeprowadzono analizę spektralną tych sygnałów w celu obliczenia MPF w 1024-punktowym oknie Hamminga techniką szybkiej transformaty Fouriera (FFT). Uczestniczka została poinstruowana jak wykonać próbę, ponadto przed wysiłkiem wykonała standardową rozgrzewkę. Badania zostały zaakceptowane przez Komisję Etyki AWF w Warszawie.

### 3. Wyniki badań

Do określenia zmiany mocy widma sygnału EMG (MPF) w funkcji czasu wykorzystano współczynniki kierunkowe równia równania linii trendu (b), których wartość wyraża szybkość zmiany MPF w funkcji czasu trwania wysiłków (Tab.1). Wyniki przedstawione w tabeli 1 wskazują na wzrost zmęczenia mięśni, wyrażonego zmniejszeniem wartości współczynników b, wraz ze wzrostem intensywności pokonywanego dystansu (6,5 m/s/ ver. 7,5 m/s). Spadek wartości współczynników b wystąpił również jako skutek zmiany geometrii bieżni, przy czym efekt ten jest

silniejszy dla biegów z niższą intensywnością i na dłuższym 500 m odcinku (40% - 500 m ver. 19% - 300 m). Widoczne są również mniejsze wartości współczynników b dla prawej kończyny (30%) w biegu z większą intensywnością.

**Tab. 1.** Wartości współczynników b [Hz/s] równań linii trendu dla wartości mocy widma sygnału EMG w funkcji czasu trwania wysiłku podczas biegu na bieżni o długości 200 i 400 m

Mięśnie Dystans	Bieżnia 400 m		Bieżnia 200 m	
	500 m	300 m	500 m	300 m
r rectus femoris	0	-0,08	-0,02	-0,14
l rectus femoris	-0,02	-0,11	-0,11	-0,16
r tibialis anterior	-0,06	-0,17	-0,08	-0,21
l tibialis anterior	-0,02	-0,04	0	-0,04
r biceps femoris	-0,04	-0,2	-0,06	-0,21
l biceps femoris	-0,03	-0,1	-0,09	-0,14
r gastrocnemius lateral head	0,04	-0,09	0,04	-0,1
l gastrocnemius lateral head	-0,1	-0,13	-0,11	-0,14

#### 4. Dyskusja

W zależności od poziomu zawodów, zawodnik może rywalizować na torze o promieniu krzywizny od 15 do 35 metrów. Naukowcy, którzy badali bieg po krzywej, zidentyfikowali główne przyczyny straty prędkości biegu, które wynikały ze zmniejszenia wartości pionowych składowych siły reakcji podłoża spowodowane koniecznością generowania zwiększonych poziomych składowych siły reakcji podłoża (Chang i Kram, 2007). Wartości współczynników kierunkowych linii trendu uzyskane w niniejszych badaniach dowodzą, że na większe zmęczenie narażona jest prawa kończyna, która zapewnia utrzymanie prędkości dzięki możliwości generowania większych sił względem podłoża, a jej funkcja jest zbliżona do tej, którą obserwujemy w biegu po prostej (Chang i Kram, 2007). W przypadku wszystkich konstrukcji torowych zewnętrzna linia 8 jest najszybsza, a każda kolejna wewnętrzna linia jest stopniowo wolniejsza (Quinn, 2009). Wyniki naszych badań dowodzą, że geometria bieżni może mieć także wpływ na zmęczenie mięśni. Świadczą o tym mniejsze wartości współczynników kierunkowych uzyskane na bieżni o długości 200 m niż 400 m, dla odcinków pokonywanych z tą samą prędkością.

**Źródła finansowania:** Praca finansowana ze środków budżetowych na naukę w latach 2016-2019 przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego - grant nr N RSA4 05354.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] Baur, H., Hirschmuller, A., Muller, S., Gollhofer, A., Mayer, F. *Muscular activity in treadmill and overground running*. *Isokinetics and Exercise Science*. 2007, 15, 165–171.
- [2] Van Caekenberghe, I., Segers, V., Willems, P., Gosseye, T., Aerts, P., De Clercq, D. *Mechanics of overground accelerated running vs. running on an accelerated treadmill*. *Gait & Posture*, 2013, 38, 125–131.
- [3] Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Best, T. M., Swanson, S. C., Heiderscheit, B. C. *Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2005, 37, 1931–1938.
- [4] Yu, B., Queen, R. M., Abbey, A. N., Lui, Y., Moorman, C. T., Garrett, W. E. *Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting*. *Journal of Biomechanics*, 2008, 41, 3121–3126.
- [5] Mastalerz, A., Gwarek, L., Sadowski, J., Szczepanski, T. *The influence of the run intensity on bioelectrical activity of selected human leg muscles*. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2012, 14, 101–107.
- [6] Chang, Y., Kram, R. *Limitations to maximum running speed on flat curves*. *Journal of Experimental Biology*, 2007, 210, 971–982.
- [7] Quinn MD. *The effect of track geometry on 200- and 400-m sprint running performance*. *J Sports Sci*. 2009 Jan 1;27(1):19-25.

# BIOMECHANIKA BIEGU SPRINTERSKIEGO PŁASKIEGO I PRZEZ PŁOTKI

W.S. ERDMANN

Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, ul. K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk, werd@awf.gda.pl

*Słowa kluczowe: biomechanika, Gdańsk, sport, inżynieria, prawo*

## 1. Wprowadzenie

Bieg sprinterski jest najbardziej ekscytującym biegiem lekkoatletycznym. Mimo, że obecnie bieg na 100 m mężczyźni trwa poniżej 10 sekund wszyscy obserwatorzy są niezmiernie skupieni by wychwycić wszelkie niuanse ruchu zawodników. Do lekkoatletycznych biegów sprinterskich zalicza się te, które rozgrywane są na dystansach od 60 do 400 m. Dotyczy to tak biegów płaskich jak i płotkowych. Do najważniejszych zagadnień biomechaniki biegów sprinterskich można zaliczyć: budowę ciała, technikę i taktykę ruchu, wpływ środowiska naturalnego na zawodnika.

## 2. Budowa ciała sprinterów

Glen Mills jako trener Usaina Bolta twierdził, że jego podopieczny jest za wysoki by biegać 100 m [1]. Jednakże z punktu widzenia biomechaniki osoba o długich kończynach dolnych posiada lepsze warunki poruszania kończyną gdyż jej mięsień biodrowo-łędźwiowy przyczepia się do krętarza mniejszego dalej od osi obrotu niż u osób o krótszych kończynach. Mamy tu większą wartość napędzającego momentu siły. Z drugiej strony, jeżeli osoba o większych rozmiarach posiada też bardziej rozbudowane kończyny dolne to mają one większy moment bezwładności, czyli opór jaki mięśnie muszą pokonać. Nie dotyczy to jednakże Bolta, który ma bardzo smukłe kończyny dolne, a stąd i nieduży moment bezwładności. Natomiast posiadanie długich kończyn dolnych jest jak najbardziej korzystne by stawiać długie kroki. Taką wysoką sprinterką była Polka Irena Szewińska [2]. Biegacz inwalida Oscar Pistorius skarżył się po zawodach, że inny zawodnik, który zwyciężył, posiadał dłuższe protezy. Przy protezach budowanych z lekkiego materiału oplota się posiadać dłuższe protezy, bo zwiększenie momentu bezwładności jest niewielkie, a uzyskuje się dłuższe kroki.

Porównując uczestnictwo zawodników inwalidów ze sztucznymi kończynami typu klinga (ang. *blade*) z zawodnikami zdrowymi należy stwierdzić, że zakończenie sztucznej kończyny rozprasza tylko około 8 % energii podczas gdy zdrowa stopa aż 40 %. Więcej więc energii powraca do zawodnika inwalidy [3]. Oprócz tego zawodnikowi inwalidzie łatwiej jest obracać sztuczną kończyną o mniejszym momencie bezwładności niż zawodnikowi zdrowemu. Łatwiej jest też odżywiać kończynę posiadającą mniej mięśni, a później się regenerować.

Podczas biegu przez płotki osób zdrowych następuje atak płotka, podczas którego goleń ze stopą wykonują ruch prostowania względem uda z dużą prędkością kątową. Korzystniejsze jest więc posiadanie mniejszego momentu bezwładności tego fragmentu ciała. Z kolei po pokonaniu płotka zawodnik powinien w jak najkrótszym czasie dotknąć kończyną podłoża by mógł dalej napędzać ciało. Wykonuje on to wyprostowaną kończyną. W tym przypadku mniejszy moment bezwładności całej kończyny jest bardziej korzystny [4].

## 3. Technika ruchu

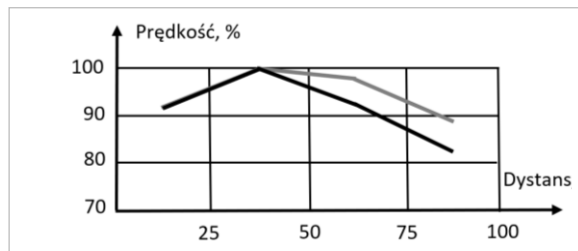
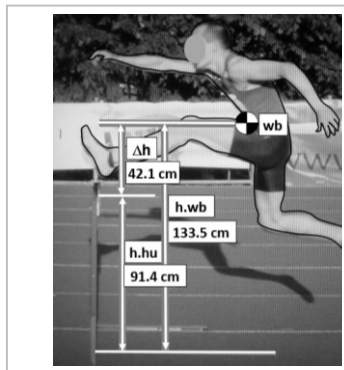
Ułożenie tułowia podczas biegu powinno być pochylone do przodu o około 10 stopni. Z jednej strony zmniejszy się powierzchnia czołowa ciała, z drugiej strony ułatwi się skurcz mięśni tylnej grupy uda. Tułów waha się dwukrotnie w przód i w tył

w trakcie jednego cyklu ruchu biegowego. Energiczny ruch kończyny górnej ku tyłowi powoduje także podniesienie się tułowia o kilka stopni.

Podczas interwału startowego zawodnicy wykonują bardzo energiczne ruchy kończynami górnymi. Ruchy te są wykonywane o bardzo dużych zakresach. Intensywność tych ruchów, zwłaszcza do przodu, niestety maleje w miarę pokonywania dystansu. A przecież intensywny ruch do przodu kończyny podciąga całe ciało do przodu. Tak jest przecież w skoku wzwyż gdzie zawodnik wykonuje bardzo energiczny ruch w górę kończynami górnymi (wraz z barkami) podciągając całe ciało w górę. Tak jest też podczas podbiegu pod górę. Usain Bolt zmniejsza znacząco ruch kończyn górnych do przodu gdy wychodzi na prowadzenie i jest przekonany o swoim zwycięstwie.

Ruch kończyn dolnych wykonywany jest do przodu (pod tułowiem) w taki sposób, że sprinter ugina maksymalnie kończynę w stawie kolanowym (pięta prawie dotyka pośládka) zmniejszając do minimum moment bezwładności kończyny i uzyskując zwiększoną prędkość kątową. Takie ugięcie kończyny powoduje około trzykrotne zmniejszenie jej momentu bezwładności w porównaniu z kończyną wyprostowaną [5]. Następnie, stawiając kończynę na podłożu ma ją ugiętą w stawie kolanowym do kilkunastu stopni. Zawodnik bardziej skupia się na odpychaniu się od podłoża niż na wysuwaniu wyprostowanej kończyny do przodu i podciąganiu się stopą w obuwiu z kolcami [2].

Płotkarz podczas pokonywania płotka pochyla tułów by obniżyć położenie środka ciężkości a stąd zużyć mniej energii na pokonanie płotka. Jednakże kończyny górne są energicznie wyrzucane w górę do poziomu by pomóc kończynom dolnym w odbiciu od podłoża. Odległość środka masy nad górną krawędzią listwy płotkowej może służyć do oceny skuteczności techniki pokonania płotka (ryc. 1 A).



Ryc. 1 A – analiza pokonania płotka; B – wartości względne prędkości rekordowych biegów na 400 m M. Johnsona (linia szara) oraz W. van Niekerka (linia czarna).

#### 4. Taktyka ruchu

Przez wiele lat sprinterzy na 100 m biegali zmniejszając prędkość na ostatnich 10-20 m. Obecnie utrzymują tę prędkość jaką uzyskali wcześniej prawie do końca dystansu. Niestety na dystansie płaskim 200 i 400 m oraz płotkowym 400 m zawodnicy uzyskują największą prędkość w drugiej kwarcie dystansu, a później zmniejsza się ona nawet o blisko 20 %. Z uwagi na opór powietrza nie ma sensu biec wcześniej szybciej by później znacząco zmniejszyć prędkość ruchu (ryc. 1 B).

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] BOLT U., Allen M. [2014] *Szybszy niż błyskawica. Autobiografia*. Tłum. Szlagor T. Wrocław: Bukowy Las.
- [2] ERDMANN W. S. [2016] *Gdansk biomechanical report on athletic sprinting*. TR-2016.08.01. Gdańsk: AWF i S.
- [3] BRUGGEMANN G-P., POTTHAST W. [2008] *The technical aids and the biomedical investigation. The revolution of elite adapted sport in the XXI century*. XXX FIMS World Congress of Sport Medicine, Barcelona, November 19-21.
- [4] ERDMANN W. S. [1976] *Biomechaniczno-morfologiczne kryteria selekcji zawodników do biegu na 400 m przez płotki*. Dysertacja doktorska, Poznań: AWF, Wydział Wych. Fiz.

## Streszczenia

- [5] ERDMANN W. S. [1987] *Individual moment of inertia of the lower extremity of the living young adult male*. In: Jonsson B. – ed. Biomechanics X-B, p. 1157-1161. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers.



7 GRUDZIEŃ 2017

## Sesja II

---

<b>13<sup>30</sup></b>	<b>L.B. Dworak</b> Obciążenia narządu ruchu u profesjonalnych sportowców oraz dzieci szkolnych i muzyków-skrzypków. Konteksty biomechaniczne i ergonomiczne. AWF Poznań
<b>14<sup>00</sup></b>	<b>W. Chwała, W. Mirek, A. Klimek</b> Wpływ treningu ukierunkowanego na optymalizację techniki chodu sportowego na zmiany energii potencjalnej i kinetycznej oraz całkowitej pracy zewnętrznej podczas chodu z różnymi prędkościami. AWF Kraków
<b>14<sup>15</sup></b>	<b>P. Obrębska, J. Ogrodnik</b> Wspomagana komputerowo analiza obciążeń działających w stawie kolanowym podczas lokomocji. Politechnika Białystok
<b>14<sup>30</sup></b>	<b>M. Sobera, P. Jaworowska, A. Rutkowska-Kucharska</b> Kontrola równowagi ciała w wybranych ćwiczeniach równoważnych u gimnastyczek artystycznych o różnym stażu treningowym. AWF Wrocław
<b>14<sup>45</sup></b>	<b>M. Strzecha (firma Koordynacja Radom)</b> Równowaga i wplądki ortopedyczne – personalizacja sprzętu sportowego poparta profesjonalną diagnostyką i projektowaniem komputerowym.

---

# WPLYW TRENINGU UKIERUNKOWANEGO NA OPTYMALIZACJĘ TECHNIKI CHODU SPORTOWEGO NA ZMIANY ENERGII POTENCJALNEJ I KINETYCZNEJ ORAZ CAŁKOWITEJ PRACY ZEWNĘTRZNEJ PODCZAS CHODU Z RÓŻNYMI PRĘDKOŚCIAMI

W. CHWAŁA<sup>1</sup>, W. MIREK<sup>2</sup>, A. KLIMEK<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Instytut Nauk Biomedycznych, Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, wieslaw.chwala@awf.krakow.pl

<sup>2</sup>Instytut Sportu, Zakład Lekkiej Atletyki, Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, waclaw.mirek@awf.krakow.pl

<sup>3</sup>Instytut Nauk Biomedycznych, Zakład Fizjologii i Biochemii, Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, andrzej.klimek@awf.krakow.pl

**Słowa kluczowe:** *chód sportowy, ekonomika chodu, optymalizacja techniki*

## 1. Wstęp

Analiza piśmiennictwa wskazuje, że problematykę szacowania kosztu energetycznego lekkoatletów opierano najczęściej o metodę monitorowania pracy serca [1]. Tymczasem na koszt energetyczny istotnie wpływa również technika ruchu [2,3,4,5]. Dlatego istotnym elementem treningu sportowego staje się optymalizacja indywidualnej techniki, ukierunkowanej na obniżenie kosztu energetycznego [6,7]. Celem badań była ocena wpływu rocznego treningu ukierunkowanego na optymalizację techniki w aspekcie obniżenia kosztu biomechanicznego chodu sportowego z różnymi prędkościami w grupie wysokokwalifikowanych chodźców sportowych.

## 2. Materiał i metody

### 2.1. Materiał

W badaniach wzięło udział 12 zawodników uprawiających chód sportowy, prezentujących poziom klasy mistrzowskiej i mistrzowskiej międzynarodowej. Średni wiek badanych wynosił  $24.9 \pm 4.10$  lat, średnia wysokość ciała  $1,80 \pm 0,68$  m, a średnia masa ciała  $69 \pm 7,06$  kg. Staż treningowy zawierał się w przedziale od 6 do 20 lat. Wśród zawodników byli finaliści IO, MŚ oraz medalista ME.

### 2.2. Metoda badań

Do rejestracji chodu na bieżni z prędkością techniczną, progową i startową zastosowano system przestrzennej analizy ruchu Vicon. Badania przeprowadzono dwukrotnie w rocznym odstępie, w tym samym okresie cyklu treningowego. W czasie badań zawodnicy realizowali trening charakterystyczny dla okresu przygotowawczego. Pomiędzy badaniami zawodnicy prowadzili treningi ukierunkowane na optymalizację techniki chodu w oparciu o indywidualne wytyczne opracowane na podstawie wyników pierwszego badania.

Zmiany pionowego położenia środka masy ciała CoM w cyklu chodu obliczono wykorzystując metodę kinematyczną [8]. Na ich podstawie obliczono średnie wartości zmian energii potencjalnej względem najniższego położenia środka masy w cyklu, średnie zmiany całkowitej energii kinetycznej oraz wartości zmian energii mechanicznej odpowiadającej wartości całkowitej pracy zewnętrznej, służącej rozpędzeniu i uniesieniu środka masy w cyklu. Następnie dokonano standaryzacji średnich zmian energii potencjalnej, kinetycznej i całkowitej względem kilograma masy ciała i metra przebytego dystansu.

Do identyfikacji istotnych statystycznie różnic w obrębie zmiennych dla kolejnych prędkości chodu zastosowano analizę ANOVA dla pomiarów powtarzalnych oraz testowanie post hoc Tukeya.

### 3. Wyniki

Odnotowano istotne statystycznie różnice pomiędzy średnimi wartościami  $E_k$  i  $E_c$  w obu badaniach dla wszystkich prędkości chodu. Nie odnotowano natomiast znamiennych różnic w wartościach  $E_p$ . Średnia wartość energii kinetycznej i całkowitej obniżyły się w drugim badaniu w zależności od prędkości chodu w granicach od 5-8%, zarówno dla wartości bezwzględnych i standaryzowanych na metr przebytego dystansu i kilogram masy ciała.

### 4. Wnioski

Optymalizacja techniki chodu polegała na poprawie płynności przetaczania stopy podczas przejścia od fazy amortyzacji do fazy odbicia, gwarantując zmniejszenie zmian energii kinetycznej i całkowitej CoM w fazie kontaktu stopy z podłożem. Schemat pionowych oscylacji CoM okazał się schematem na tyle utrwalonym, że nie odnotowano jego istotnych zmian po rocznym treningu optymalizującym technikę chodu sportowego dla żadnej z analizowanych prędkości chodu.

**Źródła finansowania:** Grant NCN nr. N N404 202837

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] SCHWARTZ MH, KOOP SE, BOURKE JL, BAKER R. *A nondimensional normalization scheme for oxygen utilization dat.* Gait Post. 2006; 24(1), 14-22
- [2] CHWAŁA W, KLIMEK A, MIREK W. *Changes in Energy Cost and Total External Work of Muscles in Elite Race Walkers Walking at Different Speeds.* Journal of Human Kinetics volume 44/2014, 129-136.
- [3] CHWAŁA W. *Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym.* Wyd. Monograf. Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie, 12, 206-254; 2013.
- [4] KLIMEK AT, CHWAŁA W. *The evaluation of energy cost of effort and changes of centre of mass (COM) during race walking at starting speed after improving the length of lower extremities.* Acta Bioeng. Biomech, 2007; 9(2), 55-60.
- [5] NEPTUNE RR, SASAKI K, KAUTZ SA. *The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics.* Gait Post, 2008; 28, 135-143.
- [6] CAVAGNA GA, WILLEMS PA, LEGRAMANDI MA, HEGLUND NC. *Pendular energy transduction within the step in human walking.* J. Exp. Biol, (2002; 205(21), 3413-3422.
- [7] UMBERGER BR, MARTIN PE. *Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates.* J. Exp. Biol. 2007;210, 3255-3265.
- [8] EAMES MHA, COSGROVE A, BAKER R. *Comparing methods of estimating the total body centre of mass in three-dimensions in normal and pathological gaits.* Hum. Mov. Sci, 1999; 18(5), 637-646.

# KONTROLA RÓWNOWAGI CIAŁA W WYBRANYCH ĆWICZENIACH RÓWNOWAŻNYCH U GIMNASTYCZEK ARTYSTYCZNYCH O RÓŻNYM STAŻU TRENINGOWYM

M. SOBERA<sup>1</sup>, P. JAWOROWSKA<sup>2</sup>, A. RUTKOWSKA-KUCHARSKA<sup>3</sup>

<sup>1,2,3</sup>Akademia Wychowania Fizycznego, Al. I.J. Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław,  
<sup>1</sup>[malgorzata.sobera@awf.wroc.pl](mailto:malgorzata.sobera@awf.wroc.pl); <sup>2</sup>[patrycja.jaworowska@gmail.com](mailto:patrycja.jaworowska@gmail.com); <sup>3</sup>[alicja.rutkowska-kucharska@awf.wroc.pl](mailto:alicja.rutkowska-kucharska@awf.wroc.pl)

**Słowa kluczowe:** kontrola równowagi, COP, gimnastyczki artystyczne, staż treningowy

## 1. Wstęp

Kontrola równowagi ciała u gimnastyczek artystycznych jest jednym z głównych elementów codziennego treningu. Zawodniczki od początku szkolenia sportowego, które rozpoczyna się w bardzo młodym wieku ok. 5-6 roku życia, na każdym treningu (trwającym ok. 2-3 godzin dziennie) uczą się wykonywania różnych ćwiczeń gimnastycznych, z których większość wymaga doskonalenia utrzymywania pionowej pozycji ciała na jednej kończynie dolnej, we wspięciu na palcach lub na całej stopie [1, 2], podczas gdy druga jest uniesiona w bok, w przód lub w tył, często w taki sposób, żeby obie kończyny tworzyły „szpagat”. Wiele z podstawowych ćwiczeń z grupy równoważnych i gibkościowych wykonują w swoich układach zarówno gimnastyczki rozpoczynające karierę sportową jak i te z klasy mistrzowskiej. Różnica w jakości wykonania tych samych ćwiczeń przez gimnastyczki o skrajnie różnym stażu sportowym jest często nieuchwytna dla obserwatora, ale można założyć, że zawodniczki z długim stażem treningowym potrafią lepiej kontrolować pozycję równoważną niż zawodniczki młodsze o krótszym stażu, o ile warunki kontroli równowagi są powiązane z treningiem jak twierdzą Asseman i wsp. [3]. Gautier i wsp. [4] dowodzą, że gimnastyczne doświadczenie uruchamia specyficzne zdolności adaptacyjne, co może przejawiać się lepszą kontrolą równowagi w utrudnionych pozycjach pionowych ciała [5]. Celem pracy jest określenie różnicy w jakości kontroli równowagi pomiędzy dwoma zawodniczkami gimnastyki artystycznej o znacząco różnej długości stażu w sporcie wyczynowym.

## 2. Materiał i metoda

### 2.1. Materiał

W badaniach uczestniczyły dwie zawodniczki gimnastyki artystycznej: młodsza (8 lat, BMI=16,3 kg/m<sup>2</sup>) z 4-letnim stażem treningowym (zawodniczka A), na poziomie klasy sportowej trzeciej oraz starsza (21, BMI=22,5 kg m<sup>2</sup>), z 14-letnim stażem treningowym (zawodniczka B), posiadająca klasę mistrzowską krajową.

### 2.2. Metoda

Badania odbywały się na platformie Kistlera, która znajdowała się na poziomie podłogi, przykryta wykładziną dywanową podobną jaką stosuje się w treningach gimnastyki artystycznej tak, aby warunki badawcze były zbliżone do treningowych. Zawodniczki wykonywały trzykrotnie każde z ćwiczeń równoważnych stojąc na platformie w pozycji w tej samej kolejności: równowaga boczna we wspięciu na palcach, równowaga z chwytem oburącz drugiej kończyny dolnej z tyłu na wysokości głowy we wspięciu na palcach oraz równowaga „tylny szpagat” (<http://www.pzg.pl/ga/>). Stanowisko wyposażone było także w tradycyjną kamerę video, która rejestrowała ruch gimnastyczek od momentu wejścia na platformę, przez

przygotowanie do wykonania ćwiczeń, utrzymania równowagi przez zawodniczkę aż do zejścia do pozycji początkowej. Do obliczeń został wykorzystany wycięty zapis przebiegu punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża (ang – center of pressure – COP) w funkcji czasu, zweryfikowany na podstawie filmowego zapisu każdej próby, dotyczący tylko momentu utrzymania równowagi przez zawodniczkę danego ćwiczenia równowagi, od momentu ustabilizowania danej pozycji równoważnej do pierwszego jej zachwiania. Czas stania w danej pozycji równoważnej był zatem różny w każdej z prób. Na podstawie przebiegu punktu COP obliczono wskaźniki równowagi: zakres przemieszczeń COP w kierunku bocznym (COPX) i przednio-tylnym (COPY) oraz średnią prędkość COP (V) wybranej, najlepiej wykonanej próby (jednej z trzech) wg oceny eksperta – wieloletniej sędziny krajowej i międzynarodowej w gimnastyce artystycznej. Mniejsze wartości zakresu i średniej prędkości przemieszczeń COP oznaczają lepszą kontrolę równowagi [6].

### 3. Wyniki

Wyniki obliczonych wskaźników równowagi ciała zestawiono w tabeli 1.

**Tab. 1.** Wartości średnie wskaźników równowagi w najlepiej wykonanej próbie trzech pozycji równoważnych obu badanych zawodniczek A i B, (w nawiasach podano współczynnik zmienności w %)

1.Równowaga boczna	A	B
zakres COPX [cm]	3,23 ± 0,64 (20%)	3,47 ± 0,94 (27%)
zakres COPY [cm]	2,52 ± 0,53 (21%)	2,65 ± 0,28 (11%)
V COP [cm/s]	18,77 ± 0,62 (3%)	10,94 ± 0,25 (2%)
2.Równowaga z chwytem kończyny dolnej z tyłu na wysokości głowy		
zakres COPX [cm]	4,45 ± 2,04 (46%)	4,01 ± 0,92 (23%)
zakres COPY [cm]	3,65 ± 0,54 (15%)	2,00 ± 0,18 (9%)
V COP [cm/s]	20,38 ± 2,19 (11%)	10,53 ± 0,17 (2%)
3.Równowaga „tylny szpagat”		
zakres COPX [cm]	4,14 ± 1,22 (29%)	4,60 ± 0,56 (12%)
zakres COPY [cm]	11,31 ± 0,94 (8%)	4,85 ± 0,77 (16%)
V COP [cm/s]	21,51 ± 1,24 (6%)	16,46 ± 1,79 (11%)

### 4. Dyskusja

Przemieszczenie punktu COP w kierunku bocznym (COPX) nie różnicuje badanych zawodniczek, co oznacza, że ruchy boczne stopy w stawie skokowym podczas stania na jednej kończynie dolnej muszą być wykonywane w podobnym zakresie przez gimnastyczkę niezależnie od jej zaawansowania i doświadczenia sportowego, żeby utrzymać pozycję - formę ćwiczenia – zarówno w staniu na palcach jak i na całej stopie. Wielkość zakresu przemieszczenia COP w kierunku przednio-tylnym nie różnicuje badanych w pierwszej pozycji stania w równowadze bocznej, ale w dwóch następnych zawodniczka A wykazała prawie dwukrotnie większą wartość tego wskaźnika niż zawodniczka B. Równowaga boczna w staniu na palcach jest najbardziej podstawowym ćwiczeniem w gimnastyce artystycznej i nawet najmłodsze gimnastyczki powtarzają tą pozycję wielokrotnie na każdym treningu, stąd prawdopodobnie brak różnicy pomiędzy zawodniczkami A i B jeśli chodzi o wielkość przemieszczeń punktu COP w obu kierunkach ruchu. Relatywnie wysoki współczynnik zmienności tego wskaźnika szczególnie u zawodniczki młodszej może u niej świadczyć o dużej

zmienności w realizacji zadania kontroli równowagi w tej pozycji, czego nie przejawiała zawodniczka starsza.

W próbie stania na palcach w równowadze z chwytem kończyny dolnej z tyłu na wysokości głowy pojawiła się znaczna różnica pomiędzy zawodniczkami w wielkości zakresu COP w kierunku przednio-tylnym, przy czym młodsza wykazała prawie dwukrotnie większy zakres przemieszczeń COP w tym kierunku niż starsza. U młodszej współczynnik zmienności także był większy niż u starszej, co świadczy o większym zróżnicowaniu efektów kontroli równowagi, a tym samym o większym „rozchwianiu” w kierunku przód-tył, podczas tego ćwiczenia u zawodniczki A niż u zawodniczki B. To ćwiczenie jest także popularne i często wykonywane przez większość zawodniczek na każdym poziomie wytrenowania, ale ze względu na formę i wygięcie tułowia w płaszczyźnie strzałkowej i jego pochylenie do przodu w pozycji wygiętej do tyłu, wymaga mobilizacji kończyny dolnej podstawnej w celu zrównoważenia nienaturalnego ustawienia tułowia i drugiej kończyny w pozycji pionowej. Z tym zadaniem lepiej poradziła sobie starsza zawodniczka, o dłuższym stażu treningowym, niż młodsza, wykazując niemal dwa razy mniejszy zakres przemieszczeń nacisku stopy podstawnej w kierunku przednio-tylnym niż młodsza gimnastyczka, chociaż i ona potrafiła utrzymać pionową pozycję w tym ćwiczeniu. Podobną prawidłowość zanotowano w przypadku prędkości COP, która u młodszej zawodniczki była dwukrotnie większa niż u starszej w tym ćwiczeniu. Również współczynniki zmienności wskaźników równowagi w drugim ćwiczeniu, niższe u starszej niż u młodszej, potwierdzają mniejszy rozrzut wyników, a tym samym lepszą kontrolę równowagi u starszej niż u młodszej gimnastyczki w tej pozycji.

Trzecia pozycja równoważna jest najtrudniejsza z tych opisanych w pracy, co ma odzwierciedlenie w przepisach sędziowskich. Na podstawie wyników w tym ćwiczeniu stania na całej w „tylnym szpagacie” można zauważyć różnicę w poziomie sportowym zawodniczek. To ćwiczenie wymaga znacznie większego napięcia wszystkich mięśni, ponieważ jest to stanie z jedną kończyną dolną uniesioną wyprostowaną w tył do pionu – do szpagatu, a tułów musi być wtedy pochylony w przód jak najbliżej poziomemu. Jak twierdzi Asseman i wsp. [6] indywidualne zachowania pod względem ruchów ciała lub regulacji siły mięśni w celu utrzymania równowagi ciała są specyficzne dla charakterystycznego zadania. Stanie w takiej pozycji nawet na całej stopie kończyny podstawnej wymaga zminimalizowania wszystkich ruchów w stawie skokowym tej kończyny, a ustawienie pozostałych segmentów ciała tego nie ułatwia. Wielkość zakresu COP w kierunku przednio-tylnym i prędkość COP jest większa u młodszej zawodniczki niż u starszej, co oznacza lepszą kontrolę równowagi ciała u starszej zawodniczki [7], ale współczynnik zmienności u starszej jest większy niż u młodszej. Oznacza to, że lepsza kontrola równowagi u starszej zawodniczki w tej specyficznej pozycji przejawia się poprzez mniejszy zakres i prędkość przemieszczeń nacisku stopy niż u młodszej. Większa zmienność tych wskaźników u starszej niż u młodszej może być przejawem większej swobody w kontroli równowagi u bardziej doświadczonej zawodniczki.

**Konkluzja.** Słabsza kontrola postawy ciała w ćwiczeniach równoważnych młodszej zawodniczki gimnastyki artystycznej przejawia się wolniejszymi i mniejszymi przemieszczeniami punktu nacisku stopy kończyny podstawnej w kierunku przednio-tylnym niż starszej o znacznie dłuższym stażu treningowym.

**Źródło finansowania:** grant Nr RSA2 022 52 Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego - program „Rozwój sportu akademickiego”

- [1] SOBERA M. Wpływ wielkości powierzchni stóp na wskaźniki stabilności pozycji stojącej jednonóż. [w:] Cz. Urbanik (red.) Zagadnienia biomechaniki sportu – technika ruchu. AWF Warszawa 2003, 152-158.
- [2] SOBERA M., SIEDLECKA B. (2009) Wpływ ćwiczeń równoważnych na symetryczność funkcjonalną kończyn dolnych u gimnastyczek artystycznych. Rozprawy Naukowe AWF we Wrocławiu 2009, 29, 577 – 582.
- [3] ASSEMAN F.B., CARON O., CREMIEUX J. Are the specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? *Gait & Posture* 2007, 27, 76-81.
- [4] GAUTIER G., THOUVARECQ R., VUILLERME N. Postural control and perceptive configuration: Influence of expertise in gymnastics. *Gait & Posture* 2008, 28, 46-51.
- [5] SOBERA M., PIESTRAK P., SOJKA-KRAWIEC K. badania stabilograficzne w testach motorycznych. [w:] Cz. Urbanik (red.) Wybrane zagadnienia biomechaniki sportu. AWF Warszawa 2001, 142-150.
- [6] ASSEMAN F.B., CARON O., CREMIEUX J. Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? *Neuroscience Letters* 2004, 358, 83–86.
- [7] CARON O., GELAT T., P. ROUGIER P., BLANCHI J.P. A comparative analysis of the centre of gravity and centre of pressure trajectory path lengths in standing posture: an estimation of active stiffness, *J. Appl. Biomech.* 2000, 16, 234–247.

## WSPOMAGANA KOMPUTEROWO ANALIZA OBCIĄŻEŃ DZIAŁAJĄCYCH W STAWIE KOLANOWYM PODCZAS LOKOMOCJI

P. OBRĘBSKA<sup>1</sup>, J. OGRODNIK<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Politechnika Białostocka, ul. Wiejska 45A, 15-351 Białystok, e-mail: paulina\_obr@o2.pl

<sup>2</sup>Politechnika Białostocka, ul. Wiejska 45A, 15-351 Białystok, e-mail: j.ogrodnik@doktoranci.pb.edu.pl

**Słowa kluczowe:** staw kolanowy, obciążenie, biomechanika, symulacja komputerowa

### 1. Wstęp

Staw kolanowy jest jednym z najważniejszych elementów układu ruchu człowieka. Jednocześnie jest on wysoce narażony na urazy, czemu sprzyja fakt, że jest to największy staw, ma złożoną budowę oraz pełni skomplikowane funkcje w czasie lokomocji. Dlatego też niezwykle ważne staje się poznanie działających na niego obciążeń. Z uwagi na złożoność funkcjonowania układu szkieletowo-mięśniowego, jego skomplikowaną strukturę geometryczną oraz zmienność warunków pracy w czasie ruchu, przydatną metodą umożliwiającą szacowanie obciążeń występujących w stawie kolanowym może być symulacja komputerowa.

Celem pracy jest opracowanie metodyki wspomaganego komputerowo analizy obciążeń działających w rejonie stawu kolanowego człowieka oraz jej aplikacja pozwalająca na symulację numeryczną warunków biomechanicznych panujących w stawie kolanowym podczas lokomocji.

### 2. Materiał i metody

Do realizacji przedstawionego we wstępie zadania wykorzystano system AnyBody Modeling System (AnyBody Technology A/S, Denmark). Podczas badań użyto modelu Mocap Model, zbudowanego z członów sztywnych odtwarzających poszczególne segmenty ciała. Siedemnaście segmentów odpowiadających dolnej części ciała połączonych zostało za pomocą 11 stawów o 21 stopniach swobody. W modelu każdej z kończyn dolnych uwzględniono 56 mięśni, które z kolei były podzielone na 159 aktonów.

Do odtworzenia warunków kinematycznych występujących podczas lokomocji wykorzystano wyniki rejestracji ruchu z wykorzystaniem systemu *motion capture*. Podczas badania uczestnik miał za zadanie przejść wzdłuż wyznaczonej ścieżki. W tym czasie parametry kinematyczne układu ruchu były rejestrowane za pomocą układu 10 kamer Oqus 500+ (system Qualisys Motion Capture System), pracujących w zakresie podczerwieni, oraz kamery video overlay Oqus 210C, co pozwoliło na określenie położenia w trójwymiarowej przestrzeni 24 markerów naklejonych na ciele osoby badanej. Jednocześnie dwie platformy dynamometryczne typu 9260AA firmy Kistler umieszczone w ścieżce pomiarowej pozwoliły na rejestrację przebiegów czasowych sił reakcji podłoża.

Uzyskane dane zostały poddane wstępnej obróbce w programie Qualisys Track Manager, a następnie wykorzystane do symulacji z wykorzystaniem systemu AnyBody Modeling System.

Aby wyznaczyć siły i momenty w stawie kolanowym konieczne było przeprowadzenie dwuetapowej symulacji. W pierwszym etapie dopasowano położenie markerów dostępnych w modelu Mocap Model do ich lokalizacji zgodnej z zarejestrowanymi wynikami badania ruchu. Operacja ta umożliwiła symulację kinematyki układu ruchu oraz wyznaczenie przebiegów czasowych kątów stawowych oraz prędkości i przyspieszeń poszczególnych segmentów ciała. Podczas drugiego



etapu symulacji, wykorzystując zagadnienie proste dynamiki, na podstawie wyznaczonych wcześniej parametrów kinematycznych oraz danych pomiarowych z platform dynamometrycznych (reakcje podłoża) wyliczono wypadkowe momenty działające w poszczególnych stawach kończyny dolnej.

Do osiągnięcia celu pracy, czyli wyznaczenia reakcji w stawie kolanowym, konieczne było wyliczenie sił mięśniowych wszystkich aktonów działających w jego rejonie.

W tym celu wykorzystano metodę optymalizacji, przyjmując kryterium minimum sumy sześcianów sił mięśniowych [1]. Jako ograniczenie wykorzystano zależność (1):

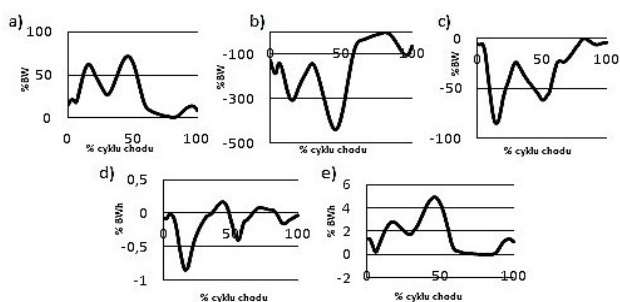
$$Cf = d \quad (1)$$

gdzie:  $C$  jest macierzą współczynników,  $f$  to nieznane siły (siły mięśniowe oraz siły reakcji w stawach), zaś  $d$  to zadane obciążenia zewnętrzne (w tym siły ciężkości) oraz siły bezwładności [1].

Wyznaczono trzy składowe wypadkowej siły oraz dwie składowe wypadkowego momentu działające na bliższy koniec kości piszczelowej, stosując układ współrzędnych związany z kością piszczelową. Uzyskane wyniki poddano normalizacji wyrażając wartość sił jako odsetek ciężaru ciała (%BW), a momenty siły jako odsetek iloczynu ciężaru i wysokości ciała (%BWh).

### 3. Wyniki

Poniżej przedstawiono przykładowe uzyskane wyniki (ryc. 1.).



**Ryc. 1.** Przebieg siły: przyśrodkowo – bocznej (a), poosiowej (b) i przednio – tylnej (c) oraz momentów działających wokół osi pionowej (d) i poprzecznej (e) w czasie cyklu chodu. Dla składowych sił wartość dodatnia oznacza odpowiednio kierunek boczny (a), górny (b) i przedni (c), zaś dla składowych momentów wartość dodatnia oznacza obrót zgodnie z ruchem wskazówek zegara.

### 4. Dyskusja

Wspomaganie komputerowe jest bardzo przydatnym narzędziem pozwalającym na wyznaczenie obciążeń działających w poszczególnych stawach układu ruchu człowieka. Pozwala ono na uzyskanie odpowiedzi na interesujące pytania, bez konieczności prowadzenia badań inwazyjnych (jak np. przy wykorzystaniu specjalnych endoprotez). Konieczna jest jednak świadomość ograniczeń charakterystycznych dla tego typu analiz, związanych ze stosowaniem przybliżonych metod obliczeniowych (np. wyznaczenie sił mięśniowych w procedurze optymalizacji). Doskonalenie technik modelowania przyczyni się z pewnością do zwiększenia w przyszłości dokładności i wiarygodności uzyskiwanych tą drogą wyników.

**Źródła finansowania:** Badania finansowane w ramach pracy własnej Politechniki Białostockiej nr MB/WM/12/2017.

PIŚMIENNICTWO

## Streszczenia

- [1] DAMSGAARD M., RASMUSSEN J., CHRISTENSEN S.T., SURMA E., DE ZEE M. *Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System*. Simulation Modelling Practice and Theory, 2006,14:1100-1111.

8 GRUDZIEŃ 2015

# Sesja I

---

<b>8<sup>30</sup></b>	<b>A. Rutkowska-Kucharska</b> Przyczyny przeciążeń układu ruchu w step-aerobiku. AWF Wrocław
<b>9<sup>00</sup></b>	<b>A. Wit, M. Błażkiewicz, I. Wiszomirska, K. Kaczmarczyk</b> Stykulacja interakcji zmian kątów w stawach kończyny dolnej w chodzie swobodnym. AWF Warszawa
<b>9<sup>15</sup></b>	<b>S. Winiarski, B. Pietraszewski</b> Trójwymiarowy wzorzec chodu: dane referencyjne dla młodych kobiet. AWF Wrocław
<b>9<sup>30</sup></b>	<b>W. Forczek, K. Dymowska</b> Biomechaniczna charakterystyka fizjologicznego chodu kobiet w kontekście jego atrakcyjności. AWF Kraków
<b>9<sup>45</sup></b>	<b>W. Pawelec, M. Rychlik, J. Jelonek</b> Wybrane parametry kinematyczne ruchu prawej kończyny górnej skrzypka podczas gry różnymi sposobami artykulacyjnymi.
<b>10<sup>00</sup></b>	<b>H. Król, K. Kmiecik, G. Sobota</b> Czy profile elektromiogramów kończyn dolnych w przysiadach ze sztangą są symetryczne? AWF Katowice

---

## SYMULACJA INTERAKCJI ZMIAN KĄTÓW W STAWACH KOŃCZYNY DOLNEJ W CHODZIE SWOBODNYM

A. WIT<sup>1</sup>, M. BŁAŻKIEWICZ<sup>1</sup>, I. WISZOMIRSKA<sup>1</sup>, K. KACZMARCZYK<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Wydział Rehabilitacji, AWF Warszawa, Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, e-mail: andrzej.wit@awf.edu.pl

**Słowa kluczowe:** kąty stawów kończyny dolnej, chód swobodny, sztuczne sieci neuronowe

### 1. Wstęp

W diagnostyce klinicznej szczególne miejsce zajmuje ocena zmian wartości kątów w stawach kończyny dolnej w chodzie swobodnym. W przypadku niesprawności narządu ruchu obserwuje się interakcję między katami w stawach w obrębie łańcucha kinematycznego kończyny dolnej. W ocenie zmian patologicznego chodu wykorzystuje się tradycyjne metody statystyczne oraz coraz częściej metody sztucznej inteligencji (ANN) [1]. Celem niniejszego opracowania jest symulacja wpływu przebiegu zmian kątów w stawie skokowo-goleniowym i biodrowym na zmiany kąta w stawie kolanowym w chodzie swobodnym, z wykorzystaniem ANN.

### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

W eksperymencie brało udział 34 studentów (19 mężczyzn i 15 kobiet) w wieku  $21.71 \pm 1.95$  lat o wysokości ciała  $1.76 \pm 0.09$  m i masie ciała  $70.62 \pm 11.39$  kg. Badani wyrazili dobrowolnie zgodę i nie zanotowano przeciwwskazań do udziału w badaniach.

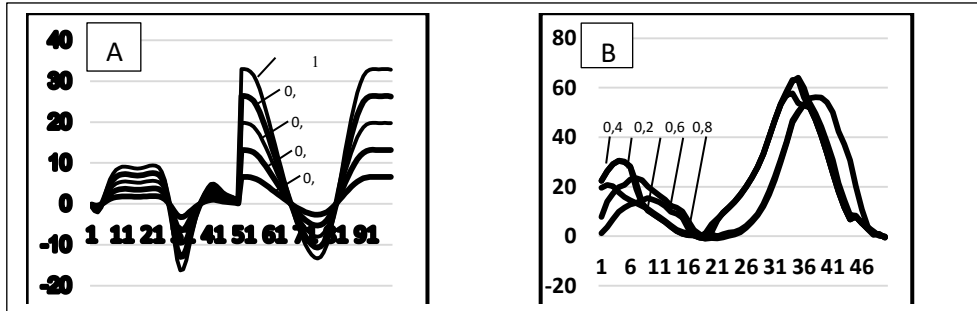
#### 2.2. Metody

Pomiary przeprowadzono na 10 metrowej ścieżce pomiarowej chodu w Centralnym Laboratorium Badawczym AWF Warszawa. Na ciele badanego umocowano bierne markery sferyczne, zgodnie ze standardowym modelem PlugInGait. Chód rejestrowano za pomocą 9 kamer działających na podczerwień współpracujących z systemem VICON® (Vicon Motion Systems Ltd, UK). Ruch rejestrowano z częstotliwością 100 Hz. Obliczenia przeprowadzono wykorzystując program statystyczny STATISTICA v.12®. Przebiegi kątów w funkcji czasu przepróbkowano do częstotliwości 50 Hz. Dla serii danych kąta w funkcji czasu, za pomocą sieci typu MultiLayerPerceptron (MLP), zbudowano w trybie automatycznym sieć o 100 wejściach, to jest dla kątów stawu skokowo-goleniowego i biodrowego oraz 50 komórkach wyjścia dla stawu kolanowego. Trening, walidację i testowanie przeprowadzono dzieląc losowo wszystkie przypadki na trzy równe podzbiory. Symulowano przebiegi zmian tych kątów o wartości 0.8, 0.6, 0.4, 0.2 wartości maksymalnej (ryc.1.A).

### 3. Wyniki

Zbudowana sieć dobrze odwzorowuje obserwowane przebiegi a średnie danych eksperymentalnych i empirycznych (ANN) nie są przesunięte w czasie więc można było zweryfikować zgodność przebiegów za pomocą współczynnika Pearsona, który wynosił  $r=0,9940$ . Symulacji poddano wpływ zmian kątów w stawie skokowo-goleniowym i biodrowym na zmiany w przebiegu kąta w stawie kolanowym. Wyniki symulacji wskazują (ryc.1.B), że największe zmiany w przebiegu kąta stawu kolanowego występują w pierwszej fazie pojedynczego kroku (GC). Czas trwania fazy hamowania wynosi około 10% czasu GC. Przebiegi różnią się znacząco w wartościach amplitudy, przesunięte są w czasie i mają nieregularny przebieg. Mniejsze zmiany obserwowane są w fazie największego zgięcia stawu kolanowego (60-85% GC) Brak

proporcji pomiędzy wymuszeniami zmian w wartościach kątów stawu skokowego i biodrowego a zmianami w stawie kolanowym.



Ryc. 1 A). Różne wartości zmian wartości kątów w stawach skokowym i biodrowym przygotowane jako dane wejściowe do symulacji w ANN. B). Wynik symulacji wpływu zmian kątów w stawie skokowym i biodrowym na wartości kąta w stawie kolanowym w chodzie swobodnym.

#### 4. Dyskusja i konkluzje

ANN dzięki swoistym właściwościom znajdują zastosowanie w biomechanice klinicznej. Cenną właściwością ANN jest możliwość ich wykorzystania do klasyfikacji i symulacji zjawisk zmiennych w czasie. Z tego powodu odnajdujemy prace z udziałem ANN do badania jakości chodu w procesie rehabilitacji. Spośród wielu schorzeń prowadzących do patologii chodu należy między innymi tzw. objaw opadającej stopy. Przyczyny mogą być neurologiczne lub związane z mechanicznym uszkodzeniem mięśni [2]. Anatomiczne ułożenie stopy u podstaw całego łańcuch kończyny dolnej powoduje, że jakakolwiek jej dysfunkcja istotnie wpływa na ruch w wyżej położonych segmentach całego ciała. Ośrodki ruchowe centralnego układu nerwowego wykazują zdolność do generowania funkcji kompensacyjnych [3]. Oznacza to, że poruszanie się człowieka z uszkodzonym narządem ruchu może być zbliżone do normalnego lub optymalne do możliwości funkcjonalnych pacjenta. Nie znane są mechanizmy kompensacji. Wysłunięto dwie hipotezy, a mianowicie: a) następuje zmiana liczby i aktywności pozostałych, sprawnych zespołów mięśniowych, nawet z okolic innego segmentu, b) wzorzec bioelektrycznej aktywności pozostaje bez zmian natomiast sprawne i zdrowe mięśnie rozwijają większą siłę w porównaniu do wzorca w chodzie normalnym. Celem niniejszego eksperymentu było przeprowadzenie symulacji wpływu zmian ustawienia kończyny w stawie kolanowym na przebieg zmian wartości kątów w stawach skokowym i biodrowym podczas chodu swobodnego, z wykorzystaniem ANN. Symulacja przeprowadzona przy pomocy ANN wykazała, że brak jest proporcjonalności pomiędzy skokowymi zmianami wartości kąta w stawach skokowo-goleniowym i biodrowym a zmianami w stawie kolanowym. Największe i nieregularne przebiegi kąta w stawie kolanowym uzyskano w pierwszej fazie postawienia kończyny na podłoże podczas chodu swobodnego.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] C. Pradhan, M. Wuehr, F. Akrami, M. Neuhaeusser, S. Huth, T. Brandt, K. Jahn, R. Schniepp, Automated classification of neurological disorders of gait using spatio-temporal gait parameters, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25(2) (2015) 413-422.
- [2] M. Błażkiewicz, I. Wiszomirska, G. Brzuszkiewicz-Kuźmicka, A. Wit, Evaluation of muscle force during gait persons with drop foot, in: A. Czaplicki, M. Wychowański, A. Wit (Eds.) *International Conference of the Polish Society of Biomechanics. Biomechanics 2016*, AWF w Warszawie, Filia w Białej Podlaskiej Biała Podlaska, 2016, pp. 51-52.
- [3] M. Błażkiewicz, I. Wiszomirska, K. Kaczmarczyk, G. Brzuszkiewicz-Kuźmicka, A. Wit, Mechanisms of compensation in the gait of patients with drop foot, *Clinical Biomechanics* 42(Supplement C) (2017) 14-19.

Nota. Pełny tekst opracowania został przesłany do publikacji w indeksowanym czasopiśmie. Źródła finansowania: częściowo ze środków DS 259 AWF Warszawa

## TRÓJWYMIAROWY WZORZEC CHODU: DANE REFERENCYJNE DLA MŁODYCH KOBIET

S. WINIARSKI, B. PIETRASZEWSKI

Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Al. I.J. Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław, [slawomir.winiarski@awf.wroc.pl](mailto:slawomir.winiarski@awf.wroc.pl)

*Słowa kluczowe: analiza ruchu, kinematyka, dynamika, zmienność, prędkość*

### 1. Wstęp

Chód jako podstawowa forma lokomocji pozwala w ekonomiczny sposób przemieszczać ciało człowieka na dużych dystansach. Ta forma lokomocji najczęściej charakteryzuje się małymi prędkościami i cyklicznymi ruchami, które można zarejestrować metodami kinematograficznymi w warunkach laboratoryjnych. Poznanie prawidłowego wzorca chodu człowieka (normal gait pattern) jest kluczowe dla gruntownego studium wzorców patologicznych. Analiza parametrów chodu jest pomocna do określenia efektywności rehabilitacji, leczenia zachowawczego, czy też leczenia chirurgicznego np. w porażeniu mózgowym, dystrofii mięśniowej czy chorobie Parkinsona [1-4]. Pewne parametry chodu mogą wykazywać różnice międzyosobnicze w zależności od wieku, występujących chorób lub urazów. Najczęściej w dotychczasowych publikacjach dotyczących opracowania tzw. wzorca chodu badania prowadzono na grupach mężczyzn [5-7].

Celem pracy była szczegółowa analiza zmian parametrów kinematycznych w obrębie stawów biodrowych, kolanowych i skokowo-goleniowych dla różnych prędkości chodu młodych kobiet. Praca ta dostarcza cenne dane porównawcze - tak zwane wzorce chodu dla młodych zdrowych kobiet.

### 2. Materiał i metody

W pomiarze kinematyki chodu wzięło udział 20 zdrowych kobiet w wieku  $22,0 \pm 1,0$  lat, o masie  $66,23 \pm 8,3$  kg i wysokości ciała  $1,71 \pm 0,07$  m. Osoby badane miały za zadanie przejść dystans ok. 6 metrów z trzema różnymi prędkościami: małą, preferowaną i dużą, z 3 powtórzeniami, co pozwalało na wyodrębnienie  $3 \times 4 = 12$  cykli chodu dla każdej badanej. Prędkość chodu nie była kontrolowana.

Badanie zostało przeprowadzone w certyfikowanym laboratorium za pomocą systemu BTS Smart-E (BTS Bioengineering). System składał się z 6 kamer IR ( $1,1 \mu\text{m}$ ) rejestrujących położenie znaczników z częstotliwością 120Hz, dwóch tensometrycznych platform Kistler (type 9286A) i dwóch habów (type 9865). W celu oznaczenia charakterystycznych miejsc na ciele osoby badanej wykorzystano standardowy protokół Heyes-Davis [8]. W wyniku pomiaru położenia znaczników w czasie lokomocji dokonano wyliczenia zmiennych czasowo-przestrzennych, zmiennych kątowych oraz dynamicznych (siły reakcji podłoża (*GRF*), momenty sił i moce rozwijane w głównych stawach) dla obu kończyn dolnych. W analizach opisowych uwzględniono wartości średnie i odchylenie standardowe (SD). Test Shapiro-Wilk wykorzystano do testowania normalności rozkładu danych dla każdej zmiennej po obu stronach. Zmienne o rozkładzie normalnym testowano parametrycznym testem t-Studenta. Pozostałe zmienne testowano testem U Manna-Whitneya.

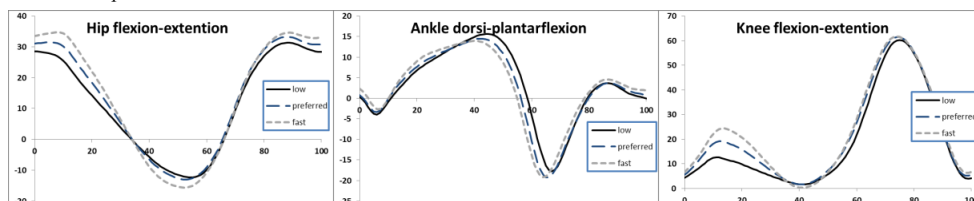
### 3. Wyniki

W Tabeli 1 znalazły się wybrane wyniki pomiaru zmiennych czasowo-przestrzennych, a na Rycinie 1 zmienne kątowe ruchu w stawach dla młodych kobiet badanych w trzech prędkościach.

**Tab. 1** Wartość średnia,  $\pm$ SD dla zmiennych czasowo-przestrzennych w 3 prędkościach. N=240 cykle

Prędkość	mała	preferowana	duża
gait speed [m/s]	1,04 $\pm$ 0,12*	1,32 $\pm$ 0,14*	1,62 $\pm$ 0,14
cadence [steps/sec]	1,68 $\pm$ 0,14*	1,94 $\pm$ 0,10*	2,14 $\pm$ 0,10
stride length [m]	1,25 $\pm$ 0,08*	1,38 $\pm$ 0,10*	1,54 $\pm$ 0,11
stride width [m]	0,14 $\pm$ 0,02	0,15 $\pm$ 0,04	0,16 $\pm$ 0,06
stride time (cycle time) [s]	1,20 $\pm$ 0,11*	1,04 $\pm$ 0,05*	0,93 $\pm$ 0,04

\* istotne na poziomie  $P < 0.005$



**Ryc. 1** Wyniki pomiaru zmiennych kątowych ruchu w trzech wybranych stawach. N=240 cykle.

### 3. Dyskusja i podsumowanie

Różnice między małą, preferowaną i dużą prędkością chodu były zauważalne we wszystkich rejestrowanych zmiennych. Wzrost prędkości chodu zależy od zmiany kąтового zakresu ruchu w płaszczyźnie strzałkowej m.in. stawu biodrowego. Zakres ruchu dla tego stawu wynosił 42,0°, 45,8° i 53,3° dla prędkości odpowiednio małej, preferowanej i dużej. Podobne zależności obserwowano w okolicy stawu kolanowego. Zakres ruchu w s. kolanowym wzrastał z prędkością (60,7°, 57,8° i 56,1°). Nie stwierdzono jednak istotnych różnic między zakresem ruchu a prędkością w stawie skokowym (27,6° - wysoka, 27,4° - preferowana i 26,8° mała prędkość).

Wiele wcześniejszych badań zostało poświęconych analizie związku pomiędzy kinematyką kończyn dolnych a prędkością chodu. Prędkość chodu istotnie wpływa na kinematyczny i kinetyczny wzorzec chodu [9, 10]. Niniejsza praca stanowi obszernie i kompleksowe opracowanie wzorców ruchowych dla badanych zdrowych, młodych kobiet zawierając charakterystykę zmiennych kinematycznych liniowych i kątowych, momentów sił, mocy i GRF dla różnych prędkości, które można dobierać w zależności od prędkości chodu osób z grupy klinicznej. Dane referencyjne zostały opracowane w specjalistycznej Pracowni Analizy Ruchu AWF we Wrocławiu, która posiada procedurę w ramach Systemu Zarządzania Jakością ISO 9001:2009.

**Źródła finansowania:** Środki statutowe, grant nr 53/0203/S

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] A. Carriero, A. Zavatsky, J. Stebbins, T. Theologis, i S. J. Shefelbine, „Determination of gait patterns in children with spastic diplegic cerebral palsy using principal components”, *Gait Posture*, t. 29, nr 1, ss. 71–75, 2009.
- [2] F. Dobson, M. E. Morris, R. Baker, i H. K. Graham, „Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review”, *Gait and Posture*, t. 25, nr 1, ss. 140–152, 2007.
- [3] S. Sienko Thomas, C. E. Buckon, A. Nicorici, A. Bagley, C. M. McDonald, i M. D. Sussman, „Classification of the gait patterns of boys with Duchenne muscular dystrophy and their relationship to function”, *J. Child Neurol.*, t. 25, nr 9, ss. 1103–1109, 2010.
- [4] C.-W. Cho, W.-H. Chao, S.-H. Lin, i Y.-Y. Chen, „A vision-based analysis system for gait recognition in patients with Parkinson’s disease”, *Expert Syst. Appl.*, t. 36, nr 3, Part 2, ss. 7033–7039, 2009.
- [5] B. Pietraszewski, S. Winiarski, i S. Jaroszczuk, „Three-dimensional human gait pattern – reference data for normal men”, *Acta Bioeng. Biomech.*, t. 14, nr 3, ss. 9–16, 2012.
- [6] M. P. Murray, a. B. Drought, i R. C. Kory, „Walking Patterns of Normal Men”, *J. Bone Jt. Surg.*, t. 46, nr 2, ss. 335–360, 1964.

## Streszczenia

- [7] M. P. Murray, R. C. Kory, B. H. Clarkson, i S. B. Sepic, „Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men.”, *Am. J. Phys. Med.*, t. 45, nr 1, ss. 8–23, luty 1966.
- [8] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, i J. R. Gage, „A gait analysis data collection and reduction technique”, *Hum. Mov. Sci.*, t. 10, nr 5, ss. 575–587, 1991.
- [9] C. Kirtley, M. W. Whittle, i R. J. Jefferson, „Influence of walking speed on gait parameters.”, *J. Biomed. Eng.*, t. 7, nr 4, ss. 282–288, 1985.
- [10] J. Røislien, Ø. Skare, M. Gustavsen, N. L. Broch, L. Rennie, i A. Opheim, „Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data”, *Gait Posture*, t. 30, nr 4, ss. 441–445, 2009.



## BIOMECHANICZNA CHARAKTERYSTYKA FIZJOLOGICZNEGO CHODU KOBIEC W KONTEKŚCIE JEGO ATRAKCYJNOŚCI

W. FORCZEK<sup>1</sup>, K. DYMOWSKA<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>Zakład Biomechaniki, Instytut Nauk Biomedycznych, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu, AWF w Krakowie, wanda.forczek@awf.krakow.pl

*Słowa kluczowe: chód, biomechanika, miednica, atrakcyjność, pleć*

### 1. Wstęp

Chód jest czynnością, która wykazuje znaczną indywidualność. Autorzy donoszą o pewnych różnicach pomiędzy biomechaniką chodu kobiet i mężczyzn [1, 2, 3]. Brak jednak opracowań podejmujących problem oceny estetyki chodu przy pomocy obiektywnych narzędzi. Celem niniejszej pracy było znalezienie odpowiedzi na pytanie, czy istnieje model preferowanego przez mężczyzn kobiecego chodu oraz czy i jakie zmienne wywołują wspólne dla większości mężczyzn odczucia związane z percepcją atrakcyjności chodu.

### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

W badaniach wzięło udział 30 kobiet w wieku 25-39 lat ( $31 \pm 3.16$ ) oraz 34 mężczyzn w wieku 19-52 lat ( $25.32 \pm 6.16$ ). Średnia wysokość ciała kobiet wyniosła  $166.30 \pm 5.76$  cm, masa ciała  $59.61 \pm 7.18$  kg, a BMI  $21.54 \pm 2.37$  kg \* m<sup>-2</sup>. Ochotniczki rekrutowano wśród osób zdrowych, u których na podstawie wywiadu nie stwierdzono urazów narządu ruchu. Zadaniem kobiet była realizacja chodu z naturalną prędkością. Grupę mężczyzn stanowili studenci oraz osoby z wyższym wykształceniem deklarujący się jako osoby heteroseksualne. Zadaniem mężczyzn było udzielenie odpowiedzi na pytania zawarte w kwestionariuszu.

#### 2.2 Czas i miejsce badań

Badania przeprowadzono w Zakładzie Biomechaniki Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie. W okresie od stycznia do grudnia 2016 roku odbywała się biomechaniczna rejestracja lokomocji kobiet przy wykorzystaniu systemu do trójwymiarowej analizy ruchu Vicon 250 (Oxford Metrics Ltd.). Na podstawie uzyskanych wizualizacji do dalszego etapu badań 3 niezależne osoby wytypowały siedem schematów chodu, które następnie zostały poddane ocenie przez respondentów. Badania ankietowe przeprowadzono w marcu 2017 roku w oparciu o autorski kwestionariusz. Na podstawie wyboru ankietowanych, sporządzono szczegółową charakterystykę biomechaniczną chodu czterech kobiet uwzględniającą średnie wartości z dziesięciu pełnych cykli chodu, która objęła parametry czasowo - przestrzenne oraz zmiany kątowe miednicy w trzech płaszczyznach.

### 3. Wyniki

Pośród 7 schematów chodu, mężczyźni najczęściej wskazywali 4 jako atrakcyjne. 53% głosów respondentów uzyskał chód 2, uzasadniając wybór następującymi cechami: ruchy miednicy, ułożenie głowy, ruchy kończyn górnych, ruchy tułowia i prędkość chodu.

*Charakterystyka biomechaniczna chodu kobiet*

Na podstawie analizy struktury czasowo–przestrzennej schematów chodu najczęściej typowanych przez mężczyzn zaobserwowano różnice w zakresie zmiennych charakteryzujących chód każdej z kobiet. Największą prędkość odnotowano w schemacie 4 (1.43 m/s), najmniejszą natomiast w chodzie 5 (1.03 m/s), któremu towarzyszyła najmniejsza długość i częstotliwość stawianych kroków. W pozostałych przypadkach wartości zmiennych były zbliżone.

Również analiza położenia miednicy pozwoliła zaobserwować różnice pomiędzy schematami poszczególnych badanych. Najwyższe wartości zmian kątowych oraz największe zakresy jej przestrzennych ruchów odnotowano w schemacie 2 chodu.

#### 4. Wnioski

Praca proponuje zastosowanie obiektywnego narzędzia w postaci biomechanicznych zmiennych lokomocji do subiektywnej oceny estetyki chodu. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że nie istnieje "idealny" schemat chodu kobiety. Istnieją jednak pewne preferowane jego cechy, do których należą: ruchy miednicy, ułożenie głowy, ruchy kończyn górnych, ruchy tułowia i prędkość chodu.

W odczuciu mężczyzn, atrakcyjny ruch jest realizowany w sposób ekspansywny, co wyraża się poprzez bardziej obszerne ruchy kończyn górnych, widoczną pracę tułowia i kołyszące ruchy miednicy.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] KERRIGAN DC, TODD MK, DELLA CROCE U. *Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults*. Am J Phys Med 1998;77:2.
- [2] SMITH LK, LELAS JL, KERRIGAN DC. *Gender differences in pelvic motions and center of mass displacements during walking: stereotypes quantified*. J Women's Health & Gender-Based Medicine 2002,11:5.
- [3] BRUENING DA, FRIMENKO RE, GOODYEAR CHD. i wsp. *Sex differences in whole body kinematics at preferred speed*. Gait Posture, 2015,41: 540-545.
- [4] MURRAY MP, KORY RC, SEPIC SB. *Walking patterns of normal women*. Arch Phys Med & Rehab 1970; 51, 637–650.
- [5] PROVOST MP, QUINSEY VL, TROJE NF. *Differences in gait across the menstrual cycle and their attractiveness to men*. Archives of Sexual Behavior 2008; 37, 598–604.

## WYBRANE PARAMETRY KINEMATYCZNE RUCHU PRAWEJ KOŃCZYNY GÓRNEJ SKRZYPKA PODCZAS GRY RÓŻNYMI SPOSOBAMI ARTYKULACYJNYMI

W. PAWELEC<sup>1</sup>, M. RYCHLIK<sup>2</sup>, J. JELONEK<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Akademia Wychowania Fizycznego im. E. Piaseckiego w Poznaniu, Zakład Biomechaniki, Królowej Jadwigi 27/39, 61-871 Poznań, e-mail: wiktoria pawelec@tlen.pl

<sup>2</sup>Politechnika Poznańska, Katedra Inżynierii Wirtualnej, ul. Jana Pawła II, 60-965 Poznań, e-mail: michal.rychlik@put.poznan.pl

<sup>3</sup>e-mail: jacek.jelonek@gmail.com

**Słowa kluczowe:** kończyna górna, przeciężenia zawodowe, skrzypek, system motion capture

### 1. Wstęp

Badania epidemiologiczne prowadzone w środowisku muzyków wielu krajów dowodzą, że długotrwała, zawodowa praca instrumentalisty wywołuje utrwalone skutki w układzie ruchu [1,2].

Wśród kłopotów zdrowotnych wymienia się tutaj wady postawy oraz dolegliwości zlokalizowane w mięśniach, ścięgnach i stawach nazywane „work-related musculoskeletal disorders” (WRMDs) [3]. Czynniki wpływającymi na zaistnienie przeciążeń w układzie ruchu są:

- specyficzne czasowo-przestrzenne parametry ruchu (np. trajektoria, duża prędkość, częstość i wielokrotność powtórzeń);
- spore i długotrwałe napięcia mięśniowe, często statyczne lub quasi-statyczne;
- niesymetryczny sposób poruszania się;
- wymuszona i nienaturalna pozycja grającego muzyka [4].

Przedstawiona praca służy zidentyfikowaniu kilku wybranych parametrów kinematycznych ruchu kończyny „smyczkującej” (*bowling arm*) oraz porównaniu ich wartości zmierzonych w dwóch różnych grupach skrzypków – studentów i muzyków z długim stażem zawodowym.

### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

Badaniom poddano 31 skrzypków: 16 studentów akademii muzycznej oraz 15 muzyków z przynajmniej 5-letnim stażem zawodowym, zatrudnionych w dużych orkiestrach. Średnia wieku w pierwszej podgrupie wynosiła 20,9 lat, a w drugiej 42,9 lat. Przyjęto, że badani studenci grają na instrumencie średnio od 15 lat, natomiast wśród „zawodowców” okres ten wynosił średnio 37 lat (w tym średni staż zawodowy 19 lat).

#### 2.2. Metody

Do pomiarów służyło urządzenie rejestrujące ruch ciała człowieka o nazwie Gypsy-5, które współpracuje z systemem motion capture (MOCAP). Dzięki czujnikom potencjometrycznym rozlokowanym na egzozszkielecie, o rozdzielczości 0.125°, można dokładnie notować ułożenie poszczególnych segmentów ciała w przestrzeni, następnie po przetworzeniu danych uzyskać wartości wybranych parametrów kinematycznych ruchu tych segmentów oraz wytworzyć animację obserwowanych czynności. Częstość próbkowania wynosiła 60 Hz. Dogodna konstrukcja sprzętu wykonanego z włókna węglowego, jego segmenty o długości zmieniającej się teleskopowo w rytm pracy instrumentalisty oraz niewielka masa urządzenia pozwalały na swobodne wykonanie utworów muzycznych przez osoby badane „ubrane” w ten egzozszkielet. Wszyscy

skrzypkowie grali podczas pomiaru ten sam utwór (Etiudę nr 2 R. Kreutzera) wykonując go kolejno pięcioma wskazanymi sposobami artykulacji. Były to następujące techniki smyczkowania: „Dolne Détaché”, „Górne Détaché”, „Spiccato”, „Sautillé”, „Legato po 4”. Ujednolicono tempo gry, wskazane przez kompozytora „allegro moderato” było narzucone pracą metronomu 120 BPM (120 uderzeń na minutę). Badaniom poddano prawą kończynę górną, kierując się faktem, że wielu skrzypków wskazuje prawy bark, ramię i łokieć jako miejsce najczęściej pojawiających się dolegliwości.

### 3. Wyniki

W niniejszej pracy wyznaczono następujące wielkości charakteryzujące ruch kończyny „smyczkującej”: drogę przemieszczenia łokcia w przestrzeni względem barku, drogę przemieszczenia nadgarstka względem stawu łokciowego, kąt odwiedzenia ramienia od tułowia w płaszczyźnie czołowej, kąt zgięcia w stawie łokciowym. Wartości globalnych dróg przemieszczenia łokcia i nadgarstka podczas całego utworu muzycznego oraz wymienionych kątów (ich wartości minimalne, maksymalne i średnie oraz zakresy ruchu wykorzystane podczas gry) - okazały się odmienne w poszczególnych podgrupach i przy różnych sposobach artykulacyjnych. Wyniki uzyskane w tej pracy wskazują na zróżnicowaną strategię przestrzenną gry instrumentalnej u poszczególnych osób, można zauważyć w jakiej technice gry zaznacza się największa indywidualizacja trajektorii ruchu kończyny. Analiza zmierzonych wielkości może w obiektywny sposób wspomagać proces nauczania gry skrzypcowej i korektę ruchu u instrumentalistów odczuwających przeciążenia mięśniowo-szkieletowe wywołane pracą.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] ACKERMANN B., DRISCOLL T., KENNY D.T. *Musculoskeletal Pain and Injury in Professional Orchestral Musicians in Australia*. Medical Problems of Performing Artists, 2012, 27 (4), 181-187.
- [2] GEMBRIS H., HEYE A. *Alter werden im Orchester. Eine empirische Untersuchung*. LIT VERLAG Dr. W. Hopf, Berlin, 2012.
- [3] ZAZA CH. *Playing-related musculoskeletal disorders in musicians: A systematic review of incidence and prevalence*. CMAJ: Canadian Medical Association Journal, 1998, 158 (8), 1019-1029.
- [4] BODNAR A. *Schorzenia narządu ruchu wśród muzyków instrumentalistów*. Fizjoterapia, 2006, 14(4), 74-78.

## CZY PROFILE ELEKTROMIOGRAMÓW KOŃCZYN DOLNYCH W PRZYSIADACH ZE SZTANGĄ SĄ SYMETRYCZNE?

H. KRÓL<sup>1</sup>, K. KMIECIK<sup>2</sup>, G. SOBOTA<sup>3</sup>

<sup>1,3</sup>Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, 40-065 Katowice, ul. Mikołowska 72a; e-mail: [h.krol@awf.katowice.pl](mailto:h.krol@awf.katowice.pl); [g.sobota@awf.katowice.pl](mailto:g.sobota@awf.katowice.pl)

<sup>2</sup>Doktorant w Zakładzie Biomechaniki Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, 40-065 Katowice, ul. Mikołowska 72a; e-mail: [krzysiek-kmiecik1@o2.pl](mailto:krzysiek-kmiecik1@o2.pl)

**Słowa kluczowe:** analiza biomechaniczna, metodyka kompleksowa, przysiady ze sztangą

### 1. Wstęp

Osoby wykonujące przysiady z maksymalnym obciążeniem (100% 1RM – ang. *one repetition maximum* [1]) często wykazują zmienione wzorce ruchowe w porównaniu z próbami z umiarkowanym obciążeniem. Częściowo może to być spowodowane zaburzeniami kontroli sensomotorycznej. Takie zmodyfikowane wzorce ruchowe wykazano np. u osób z urazem więzadła krzyżowego przedniego podczas chodu, ruchów funkcjonalnych i powszechnie stosowanych ćwiczeń rehabilitacyjnych [2,3,4]. Działanie układu nerwowo-mięśniowego, który steruje ruchem, odzwierciedlają profile zapisów elektromiograficznych (EMG). Aby zapewnić lepsze zrozumienie wzajemnych zależności między zmianami w zakresie kontroli sensomotorycznej i biomechanicznej stabilności stawów oraz dla dalszego rozpoznania używanych w treningu oporowym przysiadów ze sztangą, badaliśmy ich wzorce ruchowe i profile aktywności mięśni u 2 osób przy 2 różnych obciążeniach. Naszym celem była ocena aktywności mięśni podczas pełnego przysiadu z umiarkowanym i maksymalnym obciążeniem oraz scharakteryzowanie związków między odchyleniami aktywności mięśni kończyn dolnych po lewej i prawej stronie a określonymi, odmiennymi wzorcami ruchowymi.

### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

W badaniach uczestniczyło 11 zdrowych mężczyzn o zróżnicowanym poziomie sportowym. Ponieważ jednak ocena sposobu wykonania czynności ruchowej (techniki ruchu) dotyczy zawsze konkretnej osoby, przedstawiono jedynie stosowne charakterystyki dla dwóch osób wykonujących pełny przysiad ze sztangą, trzymaną z tyłu na barkach. Pierwszy z badanych to 36-letni A.M. z piętnastoletnim stażem treningowym o masie 82 kg i wysokości 180 cm. Natomiast drugi to 28-letni R.N. z czteroletnim stażem treningowym o masie 90 kg i wysokości ciała 183 cm. Na przeprowadzenie badań uzyskano zgodę Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach.

W sesji pomiarowej przysiadano ze sztangą o wzrastającym ciężarze, aż do ustalenia jednego powtórzenia maksymalnego (1RM). W przypadku zawodnika A.M. masa podnoszonej sztangi wynosiła odpowiednio 100, 115, 130 i 140 kg, a zawodnik R.N. podnosił sztangę o masie 80, 90, 100 i 110 kg. Do analizy wybrano jedynie próby ze skrajnymi obciążeniami (70 i 100% 1RM).

#### 2.2. Metody

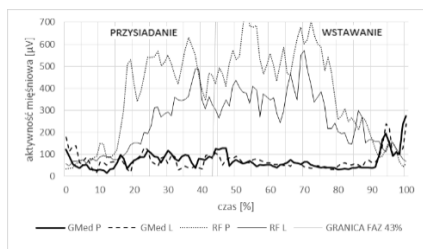
Do rejestracji parametrów ruchu osób badanych oraz toru sztangi podczas wykonywania pełnych przysiadów wykorzystano system 6 kamer na podczerwień, z zastosowaniem pasywnych markerów. Do modelowania ruchu oraz obliczania

zadanych parametrów kinematycznych wykorzystano oprogramowanie Smart (BTS, Włochy). Równocześnie rejestrowano sygnały EMG za pomocą Pocked EMG System (Noraxon, USA). Aktywność EMG była rejestrowana przy użyciu elektrod powierzchniowych, dla mięśni po obu stronach ciała (homologicznych): *tibialis anterior* (TA), części przysiadkowej *gastrocnemius* (GMed), głowy długiej *biceps femoris* (BF), *rectus femoris* (RF), *gluteus maximus* (GMax) i odcinka lędźwiowego *erector spinae* (ES). Elektrody umieszczono nad miejscami aktywacji motorycznej mięśni, zgodnie z europejskimi zaleceniami do elektromiografii powierzchniowej SENIAM [5]. Po przefiltrowaniu cała fala sygnału była prostowana i wygładzana przy użyciu metody średniego pierwiastka kwadratowego (ang. RMS) z ruchomym oknem 100 ms. W celu porównania aktywności między homologicznymi mięśniami i uzyskania znaczących biologicznie danych, przeprowadzono dla każdego mięśnia normalizację maksymalnych skurczów (ang. MVC).

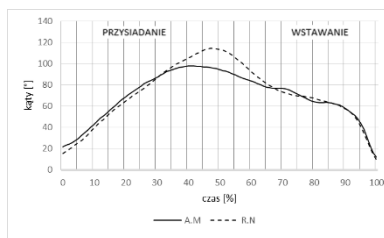
### 3. Wyniki i dyskusja

Profile wybranych charakterystyk EMG homologicznych mięśni kończyn dolnych przedstawiono na rycinie 1. Już wstępna analiza charakterystyk tych 2 mięśni wskazuje na wyraźne różnice w symetrii/asymetrii ich profili. U obu badanych (A.M. – ryc. 1. i R.N.) mięsień GMed wykazał dużą symetrię, a znaczne różnice w uśrednionych wartościach napięć bioelektrycznych zanotowano dla mięśnia RF. Dotyczy to każdej z faz przysiadu z obciążeniem 100% 1RM. Podobnie dużą symetrię jak mięsień GMed cechował się m. GMax, zaś m. BF zachowywał się tak jak m. RF – co zostanie przedstawione przy pełnej prezentacji wyników badań. Wówczas wykazane zostaną również związki czasowych charakterystyk kątów w stawach kończyn dolnych z symetrią/asymetrią badanych mięśni.

Przykładowe przebiegi kąta w stawie kolanowym u dwóch poddanych badaniom osób (A.M. i R.N) przedstawiono na rycinie 2. W przysiadzie z obciążeniem 100% 1RM znamieną jest mniejsza płynność ruchu (częstsze zmiany zwrotu przyspieszenia) w stawie kolanowym A.M., co wiąże się zapewne z większą asymetrią mięśni napędzających (ang. *prime movers*).



Ryc. 1. Profile EMG homologicznych mięśni A.M. przysiadu ze sztangą z obciążeniem 100% 1RM.



Ryc. 2. Kąt w stawie kolanowym A.M. i R.N. podczas przysiadu ze sztangą z obc.100% 1RM.

### PIŚMIENNICTWO

- [1] BEACHLE T.R., EARLE R.W., WATHEN D. *Resistance training*. [In:] T.R. Baechle, R.W. Earle (eds.), *Essentials of Strength Training and Conditioning*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008: 381-412.
- [2] INGERSOLL C.D., GRINDSTAFF T.L., PIETROSIMONE B.G., HART J.M. *Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury*. Clin Sports Med. 2008; 27(3), 383-404.
- [3] TRULSSON A., GARWICZ M., AGEBERG E. *Postural orientation in subjects with anterior cruciate ligament injury: development and first evaluation of a new observational test battery*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc., 2010;18(6), 814-823.
- [4] RUDOLPH K.S., SNYDER-MACKLER L. *Effect of dynamic stability on a step task in ACL deficient individuals*. J Electromyogr Kinesiol., 2004;14(5), 565-575.
- [5] FRERIKS B., HERMENS H. J. *SENIAM 9: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project*. Roessingh Research and Development b.v. (CD-rom), 1999.

# Sesja Plakatowa

---

**P. Aschenbrenner, R. Tymański**

Zmiany w charakterystyce sił reakcji podłoża a skuteczność rzutów zawodników Polskiej Ligi Koszykówki. AWFIS Gdańska

---

**Z. Bańkosz, S. Winiarski**

Kinematyka rakiety w tenisie stołowym. Zróżnicowanie uderzeń topspinowych.

---

**W. S. Erdmann**

Bezzałogowy system powietrzny jako nowe urządzenie rejestracji lokomocji obiektów i analizy biomechanicznej AWFIS Gdańska

---

**W. Forczek, A. Suder, B. Frączek, A. Masłoń, M. Curyło**

Ocena wybranych zmiennych kinematycznych lokomocji realizowanej przez kobiety przed ciążą oraz pod koniec I trymestru. AWF Kraków

---

**D. Iwańska, A. Kęska, E. Dadura, A. Wójcik, A. Mróz, G. Lutosławska, A. Mastalerz, Cz. Urbanik**

Możliwości siłowe w zależności od stężenie IGF-1 oraz markera kolagenu w cyklu miesięcznym kobiet. AWF Warszawa

---

**J. Kabaciński, M. Murawa, A. Fryzowicz, L. B. Dworak**

Asymetria siły mięśniowej i mocy kończyn dolnych u sprinterów. AWF Poznań

---

**K. Kaczmarczyk, M. Błażkiewicz, I. Wiszomirska, A. Zdrodowska, A. Wit**

Ocena stabilności chodu u osób przed i po implantacji ślimakowej. AWF Warszawa

---

**M. Karczewska-Lindinger, V. Linnamo, V. Rosso, L. Gastaldi, W. Rapp, Y. Vanlandewijck, S. Lindinger**

Określenie biomechanicznych różnic pomiędzy zawodnikami różnych klas w paraolimpijskim narciarstwie biegowym. AWF Warszawa

---

**R. Kowalczyk, W. S. Erdmann**

Wielkości inercyjne skoczków wzwyż poziomu światowego. AWFIS Gdańsk

---

**D. Dancewicz-Nosko, D. Oźlański**

Ocena morfofunkcjonalna stopy tancerza. AWFIS Gdańsk

---

**E. Polak, I. Matias, M. Rachwał**

Utrzymanie równowagi w postawie stojącej obunóż w akrobatycznych ćwiczeniach dwójkowych. Politechnika Rzeszów

---

**A. Popieluch, M. Wychowański**

Analiza zmian wybranych parametrów w badaniach stabilograficznych u dzieci po urazach głowy. AWF Warszawa

---

**M. Staniszewski, P. Tabor, J. Tkaczyk, Cz. Urbanik, N. Hammoud**

Wykorzystanie schodów w treningu plyometrycznym o różnym charakterze pracy mięśni kończyn dolnych badania pilotażowe. AWF Warszawa

---

**A. Struzik, B. Pietraszewski**

Prędkość uderzenia piłki a moment siły prostowników stawu kolanowego. AWF Wrocław

---

**M. Syrek, U. Zdanowicz, R. Śmigieński, M. Staniszewski**

Ocena sprawności funkcjonalnej pacjentów po całkowitej trójpęczkowej rekonstrukcji ścięgna Achillesa. Fizjo-Med Warszawa

---

**A. Szulc, M. Konkel, K. Buśko**

Skoczność i moc słyszących i niesłyszących piłkarek nożnych. Uniwersytet Kazimierza Wielkiego Bydgoszcz

---

**M. Śliwa, A. Czaplicki**

---

---

Zmiany wartości siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego u siatkarzy w różnych okresach sezonu startowego. AWF Biała Podlaska

---

**P. Tabor, A. Mazurkiewicz, Cz. Urbanik**

Zróźnicowanie struktury czasowej ataku w piłce siatkowej w zależności od uwarunkowań taktycznych. AWF Warszawa

---

**R. Urbański, W. S. Erdmann**

Rozkład prędkości na dystansie a wyniki rywalizacji ósemek wioślarskich mistrzostw świata Bled 2011. AWFIS Gdańska

---

**Ł. Wądrzyk, L. Nosiadek, R. Staszkiwicz**

Pływanie podwodnymi ruchami delfinowymi – przyczyny i konsekwencje nadmiernego zgięcia w stawach kolanowych. AWF Kraków

---

**S. Winiarski, K. Aleksandrowicz, A. Rutkowska-Kucharska**

Zastosowanie Dynamical Asymmetry Function do lokalizacji obszarów o największej asymetrii w ruchach człowieka. AWF Wrocław

---



## ZMIANY W CHARAKTERYSTYCE SIŁ REAKCJI PODŁOŻA A SKUTECZNOŚĆ RZUTÓW ZAWODNIKÓW POLSKIEJ LIGI KOSZYKÓWKI

P. ASCHENBRENNER<sup>1</sup>, R. TYMAŃSKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Zakład Biomechaniki i Inżynierii Sportowej, AWFIS w Gdańsku, sqarko@gmail.com

<sup>2</sup>Zakład Zespołowych Gier Sportowych, AWFIS w Gdańsku, tymanski@wp.pl

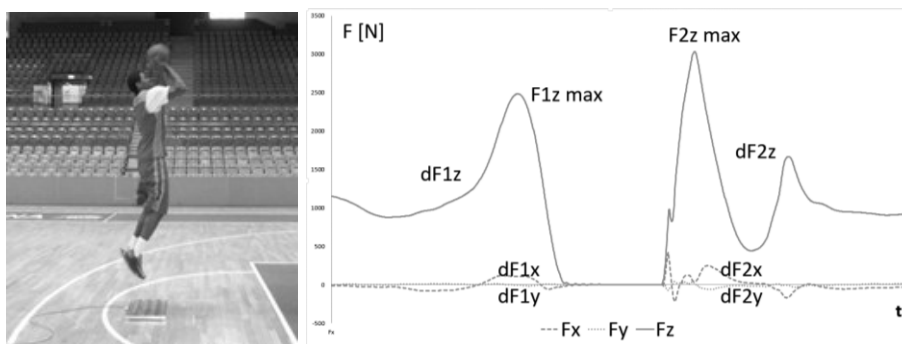
**Słowa kluczowe:** koszykówka, platforma siły, reakcja podłoża, analiza techniki sportowej

### 1. Wstęp

Rzut do kosza jest niewątpliwie jednym z najważniejszych elementów gry w koszykówkę. To właśnie większa liczba zdobytych punktów pozwala odnieść zwycięstwo drużynie. Ważne jest opanowanie prawidłowej techniki rzutu oraz ciągłe jej doskonalenie. Wielu autorów opisuje różne czynniki wpływające na skuteczność rzutów [1,3,4,6,7]. Zemkova [8] wykazuje, że w wielu sportach wynik zależy od równowagi specyficznej, a zwłaszcza od mechanizmów dostosowywania się do jej zaburzeń, jak np. podczas skoków i obrotów, co ma miejsce w koszykówce. Większość punktów zdobywanych jest przez rzuty z wyskoku, dlatego wskazane jest dokonanie analizy biomechanicznej wyskoku [5]. Niniejsze badania wykonano na wniosek klubu, aby poprawić skuteczność rzutów. Celem badań było znalezienie różnic w charakterystyce GRF pomiędzy rzutami celnymi i niecelnymi.

### 2. Materiał i metody

W badaniach wzięło udział 13 zawodników Asseco Gdynia w okresie startowym. Wiek 18-35 lat, ze stażem treningowym  $8,3 \pm 6$  lat. Wysokość ciała wyniosła  $194,5 \pm 11$  cm (173 - 213 cm), średnia masa ciała  $95,8 \pm 12$  kg (72 - 113 kg). Zawodnicy wykonywali rzuty do kosza stojąc na platformie tensometrycznej Kistler 9286B z 3 odległości, po 5 rzutów zza linii 3 punktów (6,75m), z półdystansu (ok.6 m) i rzutów wolnych (4,05m). Aby zapewnić porównywalne warunki z gry wysokość kosza podwyższono o grubość platformy (6 cm) Przy dalszych odległościach zawodnik mógł wykonać wyskok z lądowaniem na platformie. Dzięki zapisom z platformy uzyskano przebieg siły reakcji podłoża (GRF) w trzech płaszczyznach (x,y,z). Wykresy analizowano osobno dla każdej składowej, określając charakterystyczne punkty przebiegu siły. Następnie obliczono parametry czasowo-siłowe takie jak: siła reakcji  $F_{max}$  i  $dF$  przed i po rzucie; czas odbicia; czas lotu, wychylenia w składowych poziomych GRF przed i po (ryc.1). Wielkości siły znormalizowano do ciężaru zawodnika ( $GRF/Q$ ) a dane poddano standardowej analizie statystycznej (ANOVA) i skorelowano ze skutecznością rzutów.



Ryc. 1 Rzut z wyskoku na platformie dynamometrycznej i przebieg siły reakcji podłoża.

### 3. Wyniki

Ze 110 analizowanych rzutów celnych było 60 (1 pkt. - 24 celnych, 2 pkt. - 20, 3 pkt. - 16. Skuteczność rzutowa wyniosła 54,5 %. Największe wartości GRF/Q występowały przy rzutach za 3 pkt. - przed rzutem  $2,18 \pm 0,2$ , po rzucie  $3,02 \pm 0,5$ . Najdłuższy czas lotu  $246,4 \pm 50$  ms zanotowano podczas rzutów za 3 pkt. Czas przygotowania do rzutu był najdłuższy dla rzutów za 1 pkt  $320 \pm 90$  ms, zaś najkrótszy  $221 \pm 78$  ms przy rzucie za 3 pkt. Stwierdzono istotnie statystycznie różnice pomiędzy celnymi a niecelnymi rzutami m.in. w parametrach: F2max i dF2 jest większe dla rzutów niecelnych, czas odbicia jest dłuższy dla rzutów niecelnych; w rzutach za 1 pkt - F1max jest większa dla rzutów celnych; w rzutach za 2 pkt – czas lotu jest dłuższy dla niecelnych; w rzutach za 3 pkt - F1max jest większa dla rzutów niecelnych; wychylenia poziome GRF są większe dla rzutów niecelnych.

### 4. Dyskusja

Największy wpływ na skuteczność rzutu ma siła nacisku podłoża przed rzutem, więc aby zwiększyć skuteczność oddawanych rzutów zawodnik musi posiadać umiejętność dostosowania siły i jej kierunku w zależności od odległości. Większe siły i krótszy czas przy odbiciu świadczą to o tym, iż zawodnik dynamiczniej przygotowuje się do rzutów z dalszej odległości i są to zazwyczaj rzuty pod presją. Potwierdzeniem wyników są badania Gu i wspł. [2], który porównując rzuty wolne wykonywane przez początkujących i zaawansowanych zawodników wykazuje, że wahania rzutu środka ciężkości są większe w kierunkach bocznych u początkujących. Świadczy to o braku swobody i dodatkowych przyruchach zakłócających płynność rzutu.

W skuteczności rzutów najważniejsza jest precyzja i powtarzalność ruchu. W rzutach z wysokości była najmniejsza skuteczność, są to rzuty bardzo wymagające pod względem motoryczności, gdyż odbywają się w warunkach równowagi zachwianej i bierze w tym udział skomplikowany łańcuch biomechaniczny. Struzik i wspł. [5] wykazuje różnice w GRF podczas wyskoków koszykarza z zamachem i bez i stwierdza, że dołączenie ramion powoduje dodatkowe zmienne. W czasie doskonalenia rzutów z linii 3pkt należy zwrócić uwagę, aby zawodnik wykonywał rzut dynamicznie ale też poprawnie technicznie. Na podstawie analizy GRF można wyciągnąć praktyczne wnioski do poprawy techniki rzutów. Aby uzyskać bardziej wnikliwą analizę rzutów w koszykówce można przeprowadzić badania, oceniające parabole lotu piłki na skuteczność rzutów i kinematykę ruchów.

**Źródła finansowania:** Badania statutowe Wydziału Wychowania Fizycznego AWFIS w Gdańsku.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] CHRIS BUTTON, MORVEN MACLEOD, ROSS SANDERS, SIMON COLEMAN. *Examining Movement Variability in the Basketball Free-Throw Action at Different Skill Levels*. Research Quarterly for Exercise and Sport, Volume 74, 2013 - Issue 3: 257-269
- [2] GU, HYUNG-MO; CHAE, WOEN-SIK; KANG, NYEON-JU; YOON, CHANG-JIN; JANG, JAE-IK;. *Comparative Analysis of Muscle Activity and Ground Reaction Force between Skilled and Unskilled Player during a Free Throw*. Korean Journal of Sport Biomechanics, 2009, Volume 19, Issue 2: 347-357
- [3] KNUDSON DUANE. *Biomechanics of the Basketball Jump Shot—Six Key Teaching Points* Journal of Physical Education, Recreation & Dance Vol. 64, Iss. 2, 1993: 67-73
- [4] MILLER, S. AND BARTLETT, R. M. *The effects of increased shooting distance in the basketball jump shot*. Journal of Sport Sciences, 1993, 11: 285–293.
- [5] STRUZIŁ ARTUR, PIETRASZEWSKI BOGDAN, ZAWADZKI JERZY. *Biomechanical Analysis of the Jump Shot in Basketball*. Journal of Human Kinetics 2014, 42:73-79
- [6] VAUGHN R. E., KOZAR B. *Intra-individual variability for basketball free throws* Proceedings 11 International Symposium on Biomechanics in Sports 1993:305-308

- [7] YUSUKE UCHIDA, NOBUAKI MIZUGUCHI, MASAOKI HONDA, KAZUYUKI KANOSUE. *Prediction of shot success for basketball free throws: Visual search strategy*. Eur Jour Of Sport Science 2014, 14:5, 426-432.
- [8] ZEMKOVÁ, E. *Sport-Specific Balance*. Sports Med, 2014, Volume 44, Issue 5: 579–59

# KINEMATYKA RAKIETKI W TENISIE STOŁOWYM. ZRÓŻNICOWANIE UDERZEŃ TOPSPINOWYCH

Z. BAŃKOSZ<sup>1</sup>, S. WINIARSKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Katedra Dydaktyki Sportu, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Al. I.J.Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław, [ziemowit.bankosz@awf.wroc.pl](mailto:ziemowit.bankosz@awf.wroc.pl)

<sup>2</sup> Katedra Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Al. I.J.Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław, [slawomir.winiarski@awf.wroc.pl](mailto:slawomir.winiarski@awf.wroc.pl)

*Słowa kluczowe: zakres ruchu, analiza ruchu, kinematyka*

## 1. Wstęp

Celem badań była ocena parametrów kinematycznych rakiетки w następujących po sobie fazach ruchu podczas wykonywania uderzeń topspin forhend i bekhend oraz określenie najbardziej istotnych różnic pomiędzy różnymi odmianami uderzeń.

Autorzy ocenili między innymi: czas trwania poszczególnych faz różnych odmian uderzenia topspin: długości (drogi) ruchu rakiety, prędkości rakiety w wybranych momentach tych uderzeń oraz dokonali oceny różnic pomiędzy poszczególnymi odmianami uderzeń topspinowych. W pracy oceniono także korelacje pomiędzy prędkością rakiety a prędkościami kątowymi poszczególnych segmentów ciała

## 2. Materiał i metody

Materiał badań stanowiło dziesięć zawodniczek tenisa stołowego o dużym zaawansowaniu sportowym..

Stanowisko pomiarowe. W badaniu wykorzystano system analizy ruchu BTS Smart-E wyposażony w 6 kamer IR (1,1 μm, 120Hz) i 2 kamery NetworkCam (zakres widzialny, 20Hz). Na ciełe osoby badanej rozmieszczono 34 znaczniki filmowania. Znaczniki zostały także przyklejone do krawędzi rakiety w trzech miejscach: na końcu rakiety, na górnej krawędzi i na dolnej krawędzi i wyznaczały płaszczyznę rakiety. W celu określenia momentu kontaktu piłki z rakieta zastosowano czujnik akustyczny przymocowany do jednej z powierzchni rakiety. Każda zaprezentowała 3 odmiany uderzeń topspinowych forhendem i trzy analogiczne odmiany uderzeń bekhendem: (F1, B1) Topspin forhend (bekhend) z piłki bez rotacji, grany z siłą, szybkością i rotacją ok. 75%; (F2, B2) Topspin forhend (bekhend) z piłki podciętej (z dolną rotacją), grany z siłą, szybkością i rotacją ok. 75%; (F3, B3) Topspin forhend (bekhend) z piłki bez rotacji, grany z siłą, szybkością zbliżoną do maksymalnej (tzw. kończący). Każde zadanie składało się z 15 prezentowanych uderzeń. W cyklu uderzeń wyznaczono następujące fazy: (Ph1) faza od początku uderzenia (ruch do przodu) do momentu kontaktu z piłką; (Ph2) od kontaktu do nawrotu (koniec ruchu w przód); (Ph3) faza w tył.

## 3. Wyniki

W tabelach 1 - 2 przedstawiono przykładowe wyniki oceny parametrów kinematycznych

**Tab. 1.** Parametry czasowe uderzeń topspinowych. Mean – średnia arytmetyczna grupy, SD – odchylenie standardowe

	F1		F2		F3		B1		B2		B3	
	Mean (s)	SD (s)	Mean (s)	SD (s)	Mean (s)	SD (s)	Mean (s)	SD (s)	Mean (s)	SD (s)	Mean (s)	SD (s)
<b>Czas całkowity uderzenia</b>	1.32	0.04	1.50	0.07	1.42	0.05	1.31	0.04	1.45	0.05	1.36	0.04
<b>Czas od początku do</b>	0.14	0.02	0.15	0.03	0.15	0.03	0.13	0.02	0.14	0.03	0.12	0.02

<b>kontakt rakiety z piłką</b>												
<b>Czas od kontaktu rakiety z piłką do końca ruchu w przód</b>	0.20	0.03	0.22	0.06	0.19	0.05	0.15	0.03	0.17	0.04	0.15	0.04
<b>Czas zamachu – ruchu w tył</b>	0.98	0.06	1.13	0.11	1.08	0.07	1.04	0.07	1.14	0.07	1.09	0.04
<b>Czas uzyskania prędkości maksymalnej rakiety</b>	0.14	0.02	0.16	0.03	0.14	0.03	0.14	0.03	0.15	0.03	0.13	0.03

Tab. 2. Parametry kinematyczne rakiety uderzeń topspinowych

	F1		F2		F3		B1		B2		B3	
	Mean (m/s)	SD (m/s)	Mean (m/s)	SD (m/s)	Mean (m/s)	SD (m/s)	Mean (m/s)	SD (m/s)	Mean (m/s)	SD (m/s)	Mean (m/s)	SD (m/s)
<b>Prędkość (wypadkowa)</b>												
<b>Maksymalna prędkość w fazie w przód</b>	13.08	1.09	14.37	1.22	14.76	1.80	12.61	1.95	14.08	1.11	13.63	2.43
<b>Prędkość w momencie uderzenia rakieta z piłką</b>	12.95	1.13	14.26	1.18	14.61	1.80	11.33	1.80	12.53	0.94	12.46	1.98

W badaniach stwierdzono także, że prędkości rakiety podczas uderzeń forhendowych korelują najmocniej z prędkością kątową ruchu rotacji zewnętrznej ramienia oraz przywodzenia ramienia, a podczas uderzeń bekhendowych – z ruchem odwodzenia ramienia.

## Dyskusja i Wnioski

Oceniane w pracy parametry kinematyczne uderzeń topspinowych różnicują je w różnym stopniu. Parametry czasowe nie różnicują uderzeń forhendowych i bekhendowych w stopniu istotnym statystycznie, choć uderzenia forhendowe są nieznacznie dłużej trwające. Czas całego cyklu jest największy w wypadku uderzeń z dużą siłą – topspin rotacyjny i „kończący”. Wynika to z wyraźnie dłuższej fazy zamachowej (przygotowawczej) i uderzeniowej (głównej) tych odmian.

Proporcje czasu trwania poszczególnych faz wydają się być podobne, bez względu na odmianę uderzenia. Być może jest to stały element techniki uderzeń topspinowych.

Parametry drogi różnicują poszczególne uderzenia w znacznym stopniu. Najdłuższa droga dotyczy uderzeń forhendowych. Wynika to zapewne z większych możliwości wykorzystania całego ciała w tych uderzeniach, a tym samym wygenerowania większej siły. Dłuższe są także uderzenia z wykorzystaniem większej siły – rotacyjne i „kończące”. Poszczególne składowe są większe zgodnie z kierunkiem działającej siły, w zależności od uderzenia i różnicują uderzenia forhendowe i bekhendowe.

Parametry prędkości maksymalnej - wypadkowej nie różnicują poszczególnych uderzeń. Różnice występują natomiast w wielkości poszczególnych składowych prędkości. Zwiększenie zamachu powoduje zwiększenie składowej Y bądź Z (a nie wypadkowej), w zależności od uderzenia. Wielkości tych składowych różnicują topspiny forhendowe i bekhendowe.

Prędkość maksymalna rakiety występuje w zdecydowanej większości wypadków tuż po rozpoczęciu kontaktu z piłką. Związane jest to zapewne z wykorzystywaniem przyspieszenia rakiety w chwili kontaktu z piłką.

Prędkości rakiety podczas uderzeń forhendowych korelują najmocniej z prędkością kątową ruchu rotacji zewnętrznej ramienia oraz przywodzenia ramienia, a podczas uderzeń bekhendowych – z ruchem odwodzenia ramienia.

## PIŚMIENICTWO

- [1] Cabral, S., João, F., Amado, S., Veloso, A. (2010). Contribution of trunk and pelvis rotation to punching in boxing. *Conference proceedings of the 34<sup>th</sup> Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, August 18–21, 2010, Providence, RI*, 385.
- [2] Fleisig G., Nicholls R., Elliott B., Escamilla R. (2003). Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves. *Sports Biomechanics*, 2,; 51-64
- [3] Fu, F., Zhang, Y., Shao, S., Ren, J., Lake, M., Gu, Y. (2016) Comparison of center of pressure trajectory characteristics in table tennis during topspin forehand loop between superior and intermediate players. *International Journal of Sports Science & Coaching* 11, 559–565
- [4] Iino Y., Mori T., Kojima T. (2008). Contributions of upper limb rotations to racket velocity in table tennis backhands against topspin and backspin. *Journal of Sports Sciences*, 26, 287-293. doi 10.1080/02640410701501705
- [5] Iino, Y., Kojima, T. (2009). Kinematics of table tennis topspin forehands: effects of performance level and ball spin. *Journal of Sports Sciences*, 27, 1311-1321
- [6] Iino, Y., Kojima, T. (2015) Effect of the racket mass and the rate of strokes on kinematics and kinetics in the table tennis topspin backhand. *Journal of Sports Sciences*, 24, 1-9
- [7] Landlinger, J., Lindinger, S., Stoggl, T., Wagner, H., Muller, E. (2010a). Key factors and timing patterns in the tennis forehand of different skill levels. *Journal of Sports Science and Medicine* 9, 643-651
- [8] Landlinger J., Lindinger S.J., Stoggl T., Wagner H., Muller E. (2010b). Kinematic differences of elite and high-performance tennis players in the cross court and down the line forehand. *Sports Biomechanics*, 9, 280–295
- [9] Lufang, J., Shusheng, W., Yibing, L., Wei, T., Jianhua, Y., Shibin, Y.,...Yuanyuan Z. (2013) Principle and technical analysis of loop drive. *International Journal of Table Tennis Sciences*, 8, 5-10
- [10] Marshall R.N., Elliott B.C. (2000). Long-axis rotation: The missing link in proximal-to-distal segmental sequencing. *Journal of Sports Sciences*, 18, 247-254
- [11] Martin, C., Kulpa, R., Delamarche P., Bideau, B. (2013). Professional tennis players' serve: correlation between segmental angular momentums and ball velocity. *Sports Biomechanics*, 12, 2–14. doi 10.1080/14763141.2012.734321
- [12] Munivrana, G., Petrinović, L.Z., Kondrič M. (2015). Structural analysis of technical-tactical elements in table tennis and their role in different playing zones. *Journal of Human Kinetics*, 47, 197-214. doi: 10.1515/hukin-2015-0076
- [13] Pietraszewski, B., Winiarski, S., Jaroszczuk, S. (2012). Three-dimensional human gait pattern – reference data for normal men. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14, 9-16. doi: 10.5277/abb120302
- [14] Qian, J., Zhang, Y., Baker, J.S., Gu, Y. (2016). Effects of performance level on lower limb kinematics during table tennis forehand loop. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18, 149-155. doi: 10.5277/ABB-00492-2015-03
- [15] Satoru, T., Akira, I. (2007). A three-dimensional analysis of the contributions of upper limb joint movements to horizontal racket head velocity at ball impact during tennis serving. *Sports Biomechanics*, 6, 418–433
- [16] Teu, K.K., Kim, W., Tan, J., Fuss, F.K. (2005). Using dual Euler angles for the analysis of arm movement during the badminton smash. *Sports Engineering*, 8, 171–178. doi: 10.1007/BF02844017
- [17] Yoshida, K., Imoto, Y., Ando, S. (1996) A biomechanical study on movement of forehand top spin stroke in table tennis. *International Journal of Table Tennis Sciences*, 3, 28

## BEZZAŁOGOWY SYSTEM POWIETRZNY JAKO NOWE URZĄDZENIE REJESTRACJI LOKOMOCJI OBIEKTÓW I ANALIZY BIOMECHANICZNEJ

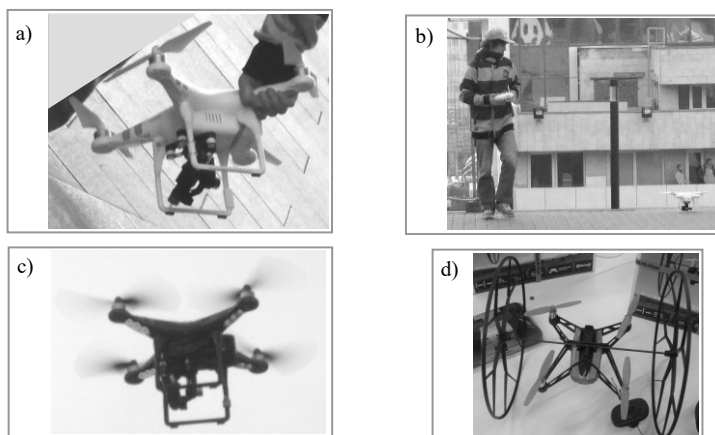
W. S. ERDMANN

Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, ul. K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk, werd@awf.gda.pl

**Słowa kluczowe:** UAS, UAV, dron, lokomocja, rejestracja, analiza

### 1. Wprowadzenie

Bezzałogowy wehikuł powietrzny (ang. Unmanned Aerial Vehicle, UAV, drone) albo bezzałogowy samolot (ang. Unmanned Aircraft, UA) jest latającym obiektem bez pilota na pokładzie. Ten typ samolotu może być zdalnie sterowany z oddali przez pilota z naziemnej stacji kontrolnej, albo może latać autonomicznie bazując na wcześniej ustalonym planie lotu, albo też na podstawie złożonego systemu automatyki. W wielu krajach operator UAV powinien przejść test wiedzy aeronautycznej przed tym jak będzie ona lub on dopuszczony do kontroli drona. UAV zaopatrzony w kamerę wysokiej rozdzielczości ma możliwość rejestracji z góry w czasie rzeczywistym po ułamku kosztów związanych z użyciem helikoptera – ryc. 1.

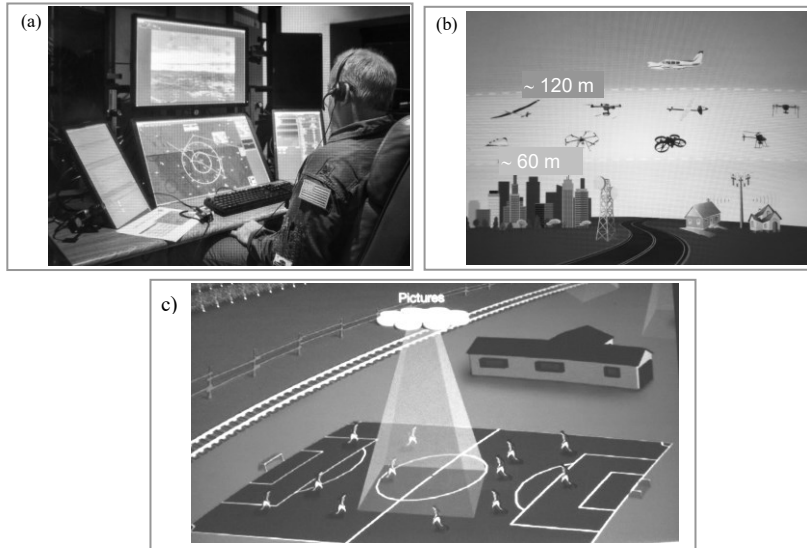


**Ryc. 1.** Bezzałogowy system powietrzny (UAS): a) bezzałogowy wehikuł powietrzny (UAV, dron) w ręku operatora; b) operator z modulem sterowania w ręku i UAV na podłożu; c) UAV podczas lotu, d) mikrokoopter (~20 cm przekroju). Drony mogą posiadać do ośmiu silników i śmigieł.

### 2. Regulacje i bezpieczeństwo

Amerykańska Federalna Administracja Awiacji (Federal Aviation Administration, FAA) używa akronimu UAS (Unmanned Aircraft System, Bezzałogowy system powietrzny) obejmującego całościowy system. Ma to odzwierciedlić fakt, że ten kompleksowy system obejmuje stację naziemną i inne elementy poza wehikułem powietrznym. Od 21 grudnia 2015 r. FAA wymaga od właścicieli małych, bezzałogowych samolotów o masie od 250 g do 25 kg rejestracji internetowo przed wylotem, tak aby kontroler lotów znał aktywność UAS [1], [2] – ryc. 2a.

Akademia Aeronautyki Modeli (The Academy of Model Aeronautics; w tym kontekście ‘model’ znaczy mały samolot sUA, s - small) opublikowała przewodnik bezpieczeństwa dla użytkowników dronów. Główne zarządzenia są następujące: a) lataj nie wyżej niż 400 stóp (122 m) – ryc. 2b, b) utrzymuj mały UAV cały czas w zasięgu wzroku, c) pozostawaj w oddali i nie wnikaj w operacje załogowych samolotów, d) nie lataj w obrębie 3 mil (około 5 km) od lotnisk bez powiadomienia kontrolera lotów, e) nie lataj w złych warunkach pogodowych takich jak silne wiatry albo ograniczona widoczność, f) nie lataj intencjonalnie nad niechronionymi osobami lub poruszającymi się wehikułami, oraz g) bądź w oddali co najmniej 25 stóp (7.6 m) od osób i delikatnych obiektów [3].



Ryc. 2. a) kontroler lotów [4]; b) bezzałogowe pojazdy powietrzne mogą operować wewnątrz specjalnie określonej przestrzeni 60 to 120 m nad podłożem [5]; c) przykład użycia dronu w aktywności sportowej [5].

### 3. Możliwe zastosowania

Użycie UAV podczas rejestracji lokomocji obiektów, np. podczas działalności sportowej (ryc. 2c), może być przeprowadzone lecz z bardzo dużą ostrożnością. Może to być wykonane z góry lub z boku gdzie nie ma widowni. Drony były użyte m.in. podczas rozgrywania zawodów w różnych dyscyplinach sportu podczas Zimowych Igrzysk Olimpijskich w Sochi w 2014 roku.

Posiadając dane o układzie odniesienia, czyli informację o skali pomniejszenia obrazu można uzyskać wartości przemieszczenia obiektu. Wprowadzając czas można obliczyć prędkość.

Niestety jest problem z używanymi bateriami. Jak na razie można używać drona przez 15 minut. To zależy także jeszcze od masy dźwiganego sprzętu oraz tego jak wysoko ma dron latać. Wznoszenie się bardzo obciąża baterie. Zaleca się latanie najpierw mikrokoopterami w pomieszczeniu, zanim użyje się normalnych UAV, by zdobyć wprawę [6].

#### PIŚMIENICTWO

- [1] FEDERAL AVIATION ADMINISTRATION. *Unmanned Aircraft Systems (UAS). Regulations & Policies*. Dostęp: [www.faa.gov/uas/regulations\\_policies/](http://www.faa.gov/uas/regulations_policies/). Akces: 2016.03.20.
- [2] FEDERAL AVIATION ADMINISTRATION. *News & updates. The FAA reminds you to register your drone*. Dostęp: [www.faa.gov/news/updates/?newsId=84807](http://www.faa.gov/news/updates/?newsId=84807). Akces: 2016.03.20.
- [3] ACADEMY OF MODEL AERONAUTICS. *Academy of Model Aeronautics: National Model Aircraft Safety Code*. Dostęp: [www.modelaircraft.org/files/105.PDF](http://www.modelaircraft.org/files/105.PDF). Akces: 2016.03.20.
- [4] NASA. *Developing New Standards of Drone Operations*. Aeronautics. Dostęp: [www.nasa.gov/ames/image-feature/developing-new-standards-of-drone-operations](http://www.nasa.gov/ames/image-feature/developing-new-standards-of-drone-operations). Akces: 2016.03.20.
- [5] NASA. *UTM: Air Traffic Management for Low-Altitude Drones*. Dostęp: [www.nasa.gov/sites/default/files/atoms/files/utm-factsheet-11-05-15.pdf](http://www.nasa.gov/sites/default/files/atoms/files/utm-factsheet-11-05-15.pdf). Akces: 2016.03.12.
- [6] LECHER C. *How will drones change sports?* Dostęp: [www.popsci.com/article/technology/how-will-drones-change-sports](http://www.popsci.com/article/technology/how-will-drones-change-sports). Akces: 2016.03.20.



## OCENA WYBRANYCH ZMIENNYCH KINEMATYCZNYCH LOKOMOCJI REALIZOWANEJ PRZEZ KOBIETY PRZED CIĄŻĄ ORAZ POD KONIEC I TRYMESTRU

W. FORCZEK<sup>1</sup>, A. SUDER<sup>2</sup>, B. FRĄCZEK<sup>3</sup>, A. MASŁON<sup>4</sup>, M. CURYŁO<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Zakład Biomechaniki, Instytut Nauk Biomedycznych, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu, AWF w Krakowie, wanda.forczek@awf.krakow.pl

<sup>2</sup>Zakład Anatomii, Katedra Fizjoterapii, Wydział Rehabilitacji Ruchowej, AWF w Krakowie, agnieszka.suder@poczta.fm

<sup>3</sup>Zakład Medycyny Sportowej i Żywności Człowieka, Instytut Nauk Biomedycznych, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu, AWF w Krakowie, barbara.fraczek@awf.krakow.pl

<sup>4</sup>Zakład Rehabilitacji w Ortopedii, Katedra Rehabilitacji Klinicznej, Wydział Rehabilitacji Ruchowej, AWF w Krakowie, agata\_maslon@yahoo.com

<sup>5</sup>Zakład Rehabilitacji w Chorobach Wewnętrznych, Katedra Rehabilitacji Klinicznej, Wydział Rehabilitacji Ruchowej, AWF w Krakowie, curylom@op.pl

**Słowa kluczowe:** biomechanika, chód, ciąża, parametry czasowo-przestrzenne

### 1. Wstęp

Problematyka lokomocji kobiet w okresie ciąży stała się w ostatnich latach obszarem zainteresowania badaczy wskazujących na istnienie mechanizmów adaptacyjnych układu ruchu i strategii przemieszczania ciała kobiety w odmiennym stanie fizjologicznym. Brak jednak doniesień pozwalających odpowiedzieć na pytanie, czy już w pierwszym trymestrze ciąży w organizmie kobiety zachodzą zmiany wpływające na układ ruchu i sposób realizowania chodu. Trudno o jednoznaczne rozstrzygnięcie tego zagadnienia wobec braku informacji na temat funkcjonowania organizmu kobiety przed ciążą.

**Cel pracy:** główną hipotezą badawczą pracy zakłada, że wzorzec chodu kobiet pod koniec I trymestru nie ulega zmianie w porównaniu do schematu przemieszczania ciała przed ciążą.

### 2. Materiał i metody

Badania chodu z naturalną prędkością przeprowadzono w Zakładzie Biomechaniki Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie. W pomiarach wykorzystano system do trójwymiarowej analizy ruchu Vicon 250 (Oxford Metrics Ltd.). Proces rekrutacji do badań trwał 2 lata (2015 -2017).

Grupę badaną stanowiły zdrowe kobiety planujące ciążę w bliskiej przyszłości, spełniające kryteria włączenia do badania tj. brak urazów ortopedycznych i dysfunkcji neurologicznych oraz co najmniej roczny okres czasu od ostatniej ciąży. Biomechaniczne badania dla każdej z kobiet przebiegały dwuetapowo i objęły dwie sesje pomiarowe: (I) przed ciążą, (II) pod koniec I trymestru (ok. 12 tygodnia ciąży). Dla 8 badanych była to pierwsza ciąża, dla 6 - druga, a dla jednej trzecia. Dla każdej z badanych kobiet zarejestrowano minimum 10 cykli chodu, a do analizy posłużyły średnie wartości wszystkich mierzonych zmiennych. Badane kobiety w trakcie rejestracji poruszały się boso, ubrane w niekrępujący ruchów strój sportowy. Badania lokomocji poprzedziły szczegółowe pomiary antropometryczne. Średni wiek wyselekcjonowanej grupy 15 kobiet w chwili podjęcia badań wyniósł  $30.2 \pm 3.05$  lat, wysokość ciała  $166.64 \pm 4.06$  cm, masa ciała  $59.3 \pm 7.71$  kg, zawartość tkanki tłuszczowej  $27.78 \pm 4.08$  %, a BMI  $21.30 \pm 2.24$  kg \* m<sup>-2</sup>.

Spśród parametrów biomechanicznych charakteryzujących lokomocję, na potrzeby niniejszej pracy, wybrano podstawowe parametry czasowo-przestrzenne (prędkość i częstotliwość chodu, długość kroków, czas pojedynczego i podwójnego podparcia) oraz szerokość obszaru podparcia w dwuoporowej fazie chodu (zmierzona na podstawie

wartości składowej porzecznej odległości: *inter ankle* (IANK) -między kostkami bocznymi prawej i lewej kończyny dolnej oraz *inter metatarsal 5* (IMT5) - między głowami piątych kości śródstopia).

### 3. Wyniki

Analiza parametrów antropometrycznych w I trymestrze ciąży wykazała istotne zmiany w średnich obwodach pasa, bioder i uda, grubości fałdu skórno-tłuszczowego na ramieniu oraz wartości sprężnej zewnętrznej. Pozostałe parametry antropometryczne nie uległy istotnym statystycznie zmianom w analizowanym okresie.

W zakresie podstawowych parametrów kinematycznych chodu nie odnotowano statystycznie istotnych różnic. Wartość prędkości w obu przeprowadzonych badaniach wyniosła ok. 1.4 m/s, a częstotliwości 118 kroków/min. Czas fazy podwójnego i pojedynczego podporu nie uległ zmianie i wyniósł odpowiednio: 0.21 s i 0.41 s. Kobiety ok. 12 tygodnia ciąży przemieszczały się krokami o takiej samej długości i czasie trwania, jak przed ciążą. Różnice odnotowano natomiast w odniesieniu do zmiennych obrazujących stabilność przemieszczających się kobiet: odległość IANK uległa zwiększeniu o ok. 18 mm (I: 131, II: 159), a IMT5 o ok. 10 mm (I: 172, II: 182).

### 4. Wnioski

Na podstawie przeprowadzonej analizy lokomocji wykazano, że pierwszy trymestr ciąży nie wpływa istotnie na podstawowe parametry kinematyczne chodu. Sposób, w jaki kobiety realizowały chód w pierwszych etapach ciąży okazał się być niezmienny. Przygotowując organizm do nowych warunków zmianie uległ sposób stawiania stopy na podłożu w kierunku zapewnienia większej stabilności podczas przemieszczania się.

**Źródła finansowania:** Projekt badawczy nr 99/BS/INB/2016 realizowany w ramach działalności statutowej.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] BŁASZCZYK JA, OPALA-BERDZIK A, PLEWA M. Adaptive Changes in Spatiotemporal Gait Characteristics in Women During Pregnancy, *Gait Posture* 2016;43: 160-164
- [2] RIBEIRO AP, JOÃO SM, SACCO IC. Static and dynamic biomechanical adaptations of the lower limbs and gait pattern changes during pregnancy. *Women's Health (Lond Engl)* 2013; 9: 99-108
- [3] BRANCO M., SANTOS-ROCHA R., VIEIRA F. Biomechanics of Gait during Pregnancy *The Scientific World Journal* 2014, Article ID 527940, <http://dx.doi.org/10.1155/2014/527940>
- [4] FORCZEK W, STASZKIEWICZ R. Changes of kinematic gait parameters due to pregnancy. *Acta Bioeng Biomech* 2012;14:113-9.
- [5] HEUDE B, THIÉBAUGEORGES O, GOUA V, FORHAN A, KAMINSKI M, FOLIGUET B, SCHWEITZER M, MAGNIN G, CHARLES MA EDEN Mother-Child Cohort Study Group. Pre-pregnancy body mass index and weight gain during pregnancy: relations with gestational diabetes and hypertension, and birth outcomes. *Matern Child Health J.* 2012;16:355–363.
- [6] MOHANTY C, PRASAD R, SRIKANTH REDDY A, GHOSH JK, SINGH TB, DAS BK. Maternal anthropometry as predictors of low birth weight. *J Trop Pediatr* 2006;52(1):24-9.
- [7] WHO. Maternal anthropometry and pregnancy outcomes. A WHO Collaborative Study. *Bull World Health Organ* 1995b;73 Suppl:1-98.

## MOŻLIWOŚCI SIŁOWE W ZALEŻNOŚCI OD STĘŻENIE IGF-1 ORAZ MARKERA KOLAGENU W CYKLU MIESIĘCZNYM KOBIEC

D. IWAŃSKA<sup>1</sup>, A. KĘSKA<sup>1</sup>, E. DADURA<sup>2</sup>, A. WÓJCIK<sup>2</sup>, A. MRÓZ<sup>1</sup>, G. LUTOSŁAWSKA<sup>1</sup>,  
A. MASTALERZ<sup>1</sup>, CZ. URBANIK<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Wydział Wychowania Fizycznego, Marymoncka 34 00-968 Warszawa. e-mail autora: dagmara.iwanska@awf.edu.pl

<sup>2</sup>Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Wydział Rehabilitacji, Warszawa

**Słowa kluczowe:** IGF1, kolagen, moment siły, hormony płciowe, cykl miesięczny

### 1. Wstęp

Dotychczasowe badania wskazują, iż kontuzje aparatu ruchu u kobiet [1] częściej obserwowane są w czasie gwałtownego wzrostu estrogenu [2] przy jednoczesnym obniżeniu syntezy kolagenu, podstawowego składnika białek tkanki łącznej [3].

### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

Do badań przystąpiło 27 kobiet w wieku 22 lat nie stosujących środków antykoncepcyjnych. Badane charakteryzował się średnią wysokością ciała  $w=168.9\pm 5.97$  cm. Były to kobiety aktywne fizycznie ale nie trenujące zawodniczo. Na podstawie trzymiesięcznej obserwacji termicznej metodą BBT została określona długość cyklu oraz dokonany podział na fazy folikularną i lutealną, w których wykonano biochemiczne i biomechaniczne pomiary jakości cyklu oraz możliwości siłowe kobiet. Pomiary wykonano między 5-8 dniem cyklu (faza folikularna) oraz 19-22 dniem (faza lutealna). Średnia masa ciała badanych wyniosła  $mc=61.5\pm 9.31$  kg w fazie folikularnej i nie zmieniła się w całym cyklu miesięcznym (0.1 %).

Pomiary momentów sił mięśni zginaczy stawu skokowo-goleniowego wykonano w warunkach statyki w pozycji siedzącej przy różnej długości mięśnia trójgłowego łydki, uzyskanej poprzez ustalenie w stawie skokowo-goleniowym kąta 90 oraz 30°. Kąt w pozostałych stawach przy każdym pomiarze wynosił 90°. Badane wykonywały trzykrotnie, 5 s napięcie mięśniowe z przerwą 10 s. Do analizy zostały wzięte wartości uśrednione.

### 3. Wyniki

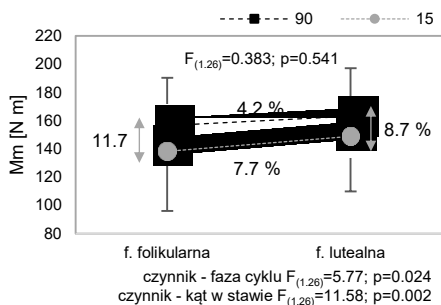
Oceniając jakość cyklu badanych stwierdzono, iż stężenia analizowanych hormonów płciowych mieściły się w zakresie normy dla poszczególnych faz cyklu z wyjątkiem stężeń estradiolu w fazie lutealnej. We wskazanych momentach cyklu wartości te przekroczyły górną granicę normy, której zakres wynosi 12.5-16.6 [pg/ml]. Na podstawie obserwowanej zmiany prolaktyny ( $p<0.001$ ) stwierdzono, iż badane charakteryzowały się cyklami owulacyjnymi.

**Tab. 2.** Wartości średnie  $\pm$ SD stężenia insulinopodobnego czynnika wzrostu typu 1 (IGF-1) oraz wskaźników syntezy (PICP) i rozpadu (ICTP) kolagenu w dwu fazach cyklu miesięcznego badanych kobiet

		IGF1 [ng/ml]	PICP [ng/ml]	ICTP [ $\mu$ g/l]
f.folikularna	śr $\pm$ SD	242 $\pm$ 61.1	299 $\pm$ 35.5	4.4 $\pm$ 0.60
f.lutealna	śr $\pm$ SD	262 $\pm$ 72.6	291 $\pm$ 16.9	4.2 $\pm$ 0.67
	normy	43-209	30-300	2-51
	różnica %	-8.2	2.7	6.3

Średnie wartości stężeń IGF1 w obu fazach cyklu pozostawały powyżej granicy normy (tab. 1) i były istotnie wyższe w fazie lutealnej ( $p < 0.05$ ; 8.2 %). Również poziom stężenia markerów kolagenu był bardzo wysoki w obu fazach (górną zakres normy), jednakże utrzymywał się niemalże na tym samym poziomie w całym cyklu.

Stwierdzono natomiast, że stężenie markera rozpadu kolagenu (ICTP) w fazie lutealnej uległo obniżeniu o 6.3 %. Wykazane poziomy zarówno stężenia IGF1 oraz markerów kolagenu niewątpliwie korespondowały z wynikami momentów sił mięśniowych uzyskanych we wskazanych dniach poszczególnych faz cyklu (ryc.1.). Na podstawie analizy wariancji dla prób powtarzanych nie stwierdzono interakcji pomiędzy fazą cyklu a momentami sił rozwijanych przy różnej długości mięśnia. Jednakże wykazano znamienne wyższe wartości Mm w fazie lutealnej ( $F_{(1,26)} = 11.58$ ;  $p = 0.002$ ) oraz zaobserwowano, iż badane uzyskiwały istotnie wyższe wartości Mm rozwijanego przy kącie  $90^\circ$  w stawie skokowo-goleniowym. Moment sił przy



rozciągnięciu mięśnia był niższy średnio o 10 % ( $F_{(1,26)} = 11.58$ ;  $p < 0.002$ ). Większy wpływ dla interakcji stwierdzono czynnika kąta w stawie (91 %), natomiast moc obserwacji dla samej fazy wyniosła 64 % (również znacząca).

**Ryc. 1** Wartości średnie  $\pm$ SD momentów sił mięśni zginaczy stawu skokowo-goleniowego uzyskanych przy różnej długości mięśnia oraz w dwu fazach cyklu miesięcznego kobiet.

### 3. Dyskusja

Badania wskazują, iż synteza kolagenu stymulowana jest długim wysiłkiem [4], co potwierdza wysoki poziom stężenia markera syntezy kolagenu PICP w osoczu z jednoczesnym obniżeniem ICTP w II fazie cyklu. Potwierdzeniem tych obserwacji związane było wyższe, ponad normę, stężenie IGF1, które pełni najważniejszą rolę w stymulacji syntezy kolagenu [5]. Ponadto IGF1 korespondowało z większymi możliwościami siłowymi kobiet również w II fazie cyklu. W procesie treningowym sterowanie obciążeniami zgodnie z cyklem miesięcznym może w przyszłości zmniejszać urazowość częściej występującą w grupie kobiet.

**Źródła finansowania:** Badania finansowane z projektu statutowego AWF W Warszawie DS-211.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] HARMONO KG, IRELAND ML. *Gender differences in noncontact anterior cruciate ligament injuries*. Clin Sports Med 2000,19:287-302.
- [2] ZAZULAK BT, PATERNO M, MYER GD, ROMANI W, HEWETT TE. *The effects of the Menstrual Cycle on Anterior Knee Laxity*. Sport Med. 2006,36(10):847-862.
- [3] GALEY S., ARNOLD C., KONIEXZKO E., COONEY T. *Immunohistochemical identification of relaxin receptor on anterior cruciate ligament*. Trans Orthop Res Soc. 2000,25:794.
- [4] LANGBERG H, SKOVGAARD D, ASP S, KJAER M. *Time Pattern of Exercise-Induced Changes in Type I Collagen Turnover after Prolonged Endurance Exercise in Humans*. Calcif Tissue Int. 2010, 67: 41-44.
- [5] Doessing S, Heinemeier KM, Holm L, Mackey AL, Schjerling P, i wsp. *Growth hormone stimulates the collagen synthesis in human tendon and skeletal muscle without affecting myofibrillar protein synthesis*, J Physiol. 2010,588 2: 341-351.

## ASYMETRIA SIŁY MIĘŚNIOWEJ I MOCY KOŃCZYN DOLNYCH U SPRINTERÓW

J. KABACIŃSKI<sup>1</sup>, M. MURAWA<sup>1</sup>, A. FRYZOWICZ<sup>1</sup>, L. B. DWORAK<sup>2</sup><sup>1</sup>Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego w Poznaniu, ul. Królowej Jadwigi 27/39 61-871 Poznań, e-mail: biomechanika@awf.poznan.pl,<sup>2</sup>Katedra Bioniki, Uniwersytet Artystyczny w Poznaniu al. Marcinkowskiego 29 60-967 Poznań, e-mail: dworak@man.poznan.pl,**Słowa kluczowe:** siła mięśniowa, moc mechaniczna, izometria, wyskok pionowy, sprint**1. Wstęp**

Asymetrię siły mięśniowej, zdefiniowaną jako deficyt siły mięśni jednej do drugiej kończyny, często określa się u zawodników różnych dyscyplin sportowych [1], [2], [3], [4], [5]. Oprócz porównania siły a także mocy pomiędzy kończynami, można również oceniać wielkość deficytu bilateralnego obu cech w oparciu o wyniki stosunku siły bądź mocy rozwijanej jednocześnie obunóż do zsumowanej siły lub mocy rozwijanej niezależnie jednonóż przez lewą kończynę dolną (KD) i prawą KD [6], [7], [8]. Celem pracy było określenie wielkości deficytów siły mięśniowej i mocy mechanicznej KD sprinterów.

**2. Materiał i metody****2.1. Materiał**

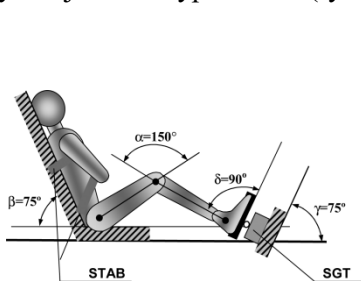
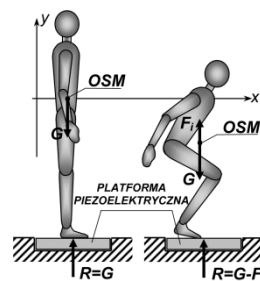
Badaniom biomechanicznym objęto 6 zdrowych sprinterów kategorii młodzieżowej I klasy sportowej. W tabeli 1 przedstawiono dane charakteryzujące badanych zawodników.

**Tab. 1** Wiek, wysokość i masa ciała oraz wskaźnik masy ciała (BMI) sprinterów

Zawodnicy	Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]	Masa ciała [kg]	BMI
Sprinterzy	19.8±1.4	178.1±7.7	67.6±9.3	21.8±2.1

**2.2. Metody**

Badania izometrycznej siły mięśni prostowników kończyn dolnych podczas nacisku obunóż (technika symetryczna) i nacisku jednonóż (technika asymetryczna) wykonano na stanowisku SMS-1, wyposażonym w tensometryczne czujniki siły (SGT) (ryc. 1). Oceny mocy mechanicznej kończyn dolnych dokonano podczas wyskoku pionowego z zamachem (Counter Movement Jump – CMJ) obunóż i jednonóż na platformie piezoelektrycznej Kistler typ 9261 A (ryc. 2).

**Ryc. 1** Stanowisko SMS-1 (źródło własne)**Ryc. 2** Test CMJ (źródło własne)

Analizie poddano wartości: stosunku maksymalnej siły prostowników stawów KD (F) jednej do drugiej KD ( $F_1/F_2$ ), stosunku maksymalnej mocy mechanicznej KD (P) jednej do drugiej KD ( $P_1/P_2$ ) (gdzie,  $F_1 < F_2$  i  $P_1 < P_2$ ; 1,2 - lewa lub prawa KD), stosunku

F obunóż do jednonóż ( $F_O/F_J$ ) ze wzoru  $F_O \cdot 100\% / (F_1 + F_2)$  i stosunku P obunóż do jednonóż ( $P_O/P_J$ ) ze wzoru  $P_O \cdot 100\% / (P_1 + P_2)$ .

### 3. Wyniki

Wyniki czterech stosunków siły i mocy KD sprinterów zestawiono w tabeli 2.

**Tab. 2** Wartości stosunków siły i mocy KD

Zawodnicy	$F_1/F_2$	$P_1/P_2$	$F_O/F_J$	$P_O/P_J$
	[%]			
Sprinterzy	93.7±5.7	92.9±3.2	107.2±15.2	110.2±8.3

Średnie wartości deficytów siły i mocy słabszej do silniejszej KD wyniosły odpowiednio: 6.3% i 7.1%. Wyniki siły i mocy KD były wyższe dla techniki symetrycznej niż techniki asymetrycznej odpowiednio o: 7.2% i 10.2%.

### 4. Dyskusja

Wyniki badań siły mięśniowej i mocy mechanicznej KD sprinterów ujawniły nieistotną asymetrię obu cech biomechanicznych, ponieważ wartości deficytów  $F_1/F_2$  i  $P_1/P_2$  ukształtowały się poniżej 10%. Porównywalna siła i moc pomiędzy KD może wynikać ze stosowania specjalnych obciążeń treningowych w celu uzyskania podobnej siły mięśniowej i mocy dla lewej i prawej KD. Co więcej, dominacja jednej KD podczas odbicia z bloków w fazie startu niskiego nie przyczyniła się do powstania istotnej asymetrii siły czy mocy sprinterów. Poza tym, nieznaczący deficyt siły mięśni KD u badanych lekkoatletów stanowi pożądany czynnik również w kontekście zmniejszania ryzyka urazów KD.

W przypadku parametrów  $F_O/F_J$  i  $P_O/P_J$  otrzymano wyniki większe niż 100%, wskazujące na brak występowania deficytu obustronnego siły i mocy. Jednakże, ze względu na typowy u sprinterów wzorec ruchowy taki jak bieganie, charakteryzujący się naprzemianstronnymi ruchami KD, spodziewano się wartości poniżej 100%. Uzyskane wyniki obu parametrów można uzasadnić stażem zawodniczym, poziomem sportowym oraz obustronnymi ćwiczeniami treningowymi sprinterów, zwiększającymi siłę i moc mięśni ich KD obciążanych jednocześnie.

### PIŚMIENNICTWO

- [1] ROSENE J. M., FOGARTY T. D., MAHAFFEY B. L. *Isokinetic hamstrings: quadriceps ratios in intercollegiate athletes*. J Athl Training, 2001,36:378-383.
- [2] ZAKAS A. *Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstrings muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides*. J Sports Med Phys Fit, 2006,46:28-35.
- [3] HADZIC V., SATTLER T., MARKOVIC G., VESELKO M., DERWISEVIC E. *The isokinetic strength profile of quadriceps and hamstrings in elite volleyball players*. Isokin Exerc Sci, 2010,18:31-37.
- [4] TELXEIRA J., CARVALHO P., MOREIRA C., SANTOS R. *Isokinetic assessment of muscle imbalances and bilateral differences between knee extensors and flexors strength in basketball, football, handball and volleyball athletes*. Int J Sports Sci, 2014,4:1-6.
- [5] ROUIS M., COUDRAT L., JAAFAR H., FILLIARD J. R., VANDEVALLE H., BARTHELEMY Y., DRISS T. *Assessment of isokinetic knee strength in elite young female basketball players: correlation with vertical jump*. J Sports Med Phys Fit, 2015,55:1502-1508.
- [6] FLECK S. J., KRAEMER W. J. *Designing Resistance Training Program*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1987.
- [7] SALE D. G. *Neural adaptation to strength training*. In: Strength and power in sport. P.V. Komi, ed. Oxford: Blackwell Science, 2008: 281-314.
- [8] BOTTON C. E., RADAELLI R., WILHELM E. N., RECH A., BROWN L. E., PINTO R. S. *Neuromuscular adaptations to unilateral vs. bilateral strength training in women*. J Strength Cond Res, 2016,30:1924-1932.

## OCENA STABILNOŚCI CHODU U OSÓB PRZED I PO IMPLANTACJI ŚLIMAKOWEJ

K. KACZMARCZYK<sup>1</sup>, M. BŁAŻKIEWICZ<sup>1</sup>, I. WISZOMIRSKA<sup>1</sup>, A. ZDRODOWSKA<sup>1</sup>, A. WIT<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, ul. Marymoncka 34, 00-968 Warszawa: [katarzyna.kaczmarczyk@gmail.com](mailto:katarzyna.kaczmarczyk@gmail.com)

**Słowa kluczowe:** stabilność chodu, zaburzenia słuchu, implant ślimakowy

### 1. Wstęp

Operacja wszczępienia implantu ślimakowego do ucha wewnętrznego jest skuteczną metodą leczenia głuchoty. Niestety w związku z bliskim sąsiedztwem przedsionka może spowodować uszkodzenie tego narządu dające objawy natychmiast lub po aktywacji implantu ślimakowego [1]. W konsekwencji u pacjentów zaobserwować można zaburzenia stabilności postawy i równowagi. W dostępnej literaturze pojawiły się prace dotyczące zaburzeń równowagi u pacjentów z ubytkiem słuchu, a także wpływu implantacji ślimakowej na stabilność postawy [2]. Brakuje doniesień dotyczących wpływu implantacji ślimakowej na stabilność chodu. Celem naszych badań była ocena stabilności chodu osób z dysfunkcją narządu słuchu przed i po operacji implantacji ślimakowej.

### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

W badaniu wzięło udział 21 pacjentów Światowego Centrum Słuchu w Kajetanach (wiek  $50.66 \pm 18.02$  lat, masa ciała  $78.19 \pm 18.4$  kg i wys. ciała  $167.76 \pm 11.16$  cm), którzy zostali zakwalifikowani do operacji wszczępienia implantu ślimakowego z powodu niedosłuchu zmysłowo-nerwowego typu częściowej głuchoty. Kryteriami wykluczającymi z badań była zbyt duża bariera psychiczna przed operacją, niechęć do implantacji, wszelkie przeciwwskazania do znieczulenia w trakcie zabiegu, głuchota wrodzona

#### 2.2. Metoda

Badania zostały przeprowadzone w dwóch etapach: dzień przed operacją (BCI – przed operacją) oraz 3 miesiące po wszczępieniu implantu (ACI – po operacji). Badania chodu zostały przeprowadzone przy użyciu systemu analizy ruchu (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK). Każdy pacjent wykonał trzy próby chodu wzdłuż 10-metrowego chodnika z preferowaną prędkością. Z oprogramowania Vicon Nexus eksportowano następujące parametry czasowo-przestrzenne: prędkość chodu, kadencja, czas trwania kroku i dwukroku, długość kroku i dwukroku, szerokość kroku, czas pojedynczego podporu i podwójnego podporu. Pomiar tych parametrów zostały uśrednione z trzech prób w celu uzyskania jednej wartości dla każdej zmiennej u każdego badanego. Na podstawie pomiaru kadencji i prędkości chodu obliczono współczynnik stabilności chodu (GSR) przy użyciu następującego równania:  $GSR = \text{kadencja} / \text{prędkość}$  [3]. W celu odpowiedzi na pytanie, o ile stabilność chodu polepszyła się dla poszczególnych pacjentów została policzona różnica  $\Delta GSR$  według następującego wzoru:  $\Delta GSR = GSR_{BCI} - GSR_{ACI}$ ;

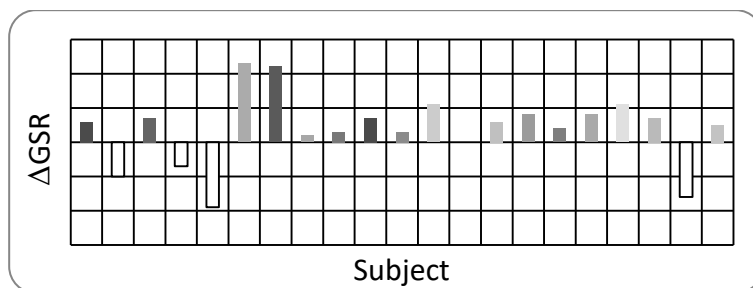
#### 2.3. Analiza statystyczna

Wszystkie dane analizowano na poziomie istotności  $\alpha = 0,05$  przy użyciu Statistica 12,0 (StatSoft, PL). Normalność danych została zweryfikowana testem Shapiro-Wilk'a. Ze względu na to, że zmienne pomiarowe nie spełniały założenia rozkładu normalnego

celem ustalenia różnic między grupami użyto nieparametrycznego testu Kruskala-Wallisa, a następnie testu U Manna-Whitneya.

### 3. Wyniki

Test Kruskala-Wallisa wykazał istotne różnice w 6 zmiennych: kadencji ( $p = 0,0042$ ), czasie dwukroku ( $p = 0,0401$ ), czasie kroku ( $p = 0,0001$ ), fazy pojedynczego podporu ( $p = 0,0001$ ), prędkości chodu ( $p = 0,0042$ ) i CoM ( $p = 0,0030$ ). Na podstawie testu U Manna-Whitneya wykazano, że grupy BCI i ACI różniły się istotnie w przypadku 5 z 6 analizowanych zmiennych. Następnie dla każdego badanego obliczona została różnica między parametrem GSR przed i po implantacji ślimakowej (ryc. 1). Wyniki pokazują, że 4 z pośród 21 pacjentów pogorszyło swój wynik GSR. Natomiast pozostali poprawili średnio o 6%.



Ryc. 1. Wartości wskaźnika  $\Delta$ GSR dla poszczególnych pacjentów.

### 4. Dyskusja i konkluzje

W literaturze brakuje badań dotyczących stabilności chodu u osób przed i po implantacji ślimakowej. W dostępnym piśmiennictwie znane są próby określenia związku pomiędzy zaburzeniami równowagi i zmianą parametrów chodu. Najczęstszymi parametrami poddanymi analizie były: prędkość chodu [4] i długość kroku [5]. Wraz ze zmianą tych parametrów obserwowano gorszą stabilność postawy [3]. Wyniki naszych badań wykazały poprawę stabilności chodu u pacjentów po implantacji ślimakowej. Wydaje się, że wpływ na to miała poprawa "czucia przestrzeni"[2]. W związku z krytyką wykorzystania parametrów chodu, jako predyktorów równowagi dynamicznej [4] wykorzystany w prezentowanych badaniach wskaźnik GSR dostarcza bardziej wrażliwego wskaźnika do oceny zdolności utrzymania równowagi dynamicznej. W niniejszym eksperymencie stwierdzono poprawę stabilności chodu u ponad 80% badanych. Konkluzje: 1). Ocena stabilności chodu jest użytecznym badaniem umożliwiającym identyfikację osób z zaburzeniami równowagi lub ryzykiem upadku. 2). GSR jest przydatnym narzędziem klinicznym do oceny stabilności chodu i zaburzeń równowagi podczas chodu swobodnego u pacjentów po implantacji ślimakowej.

**Źródła finansowania:** DS. 259

#### Piśmiennictwo

- [1] FILIPO R., PATRIZI M., LA GAMMA R. i inni. *Vestibular impairment and cochlear implantation*. Acta Otolaryngol, 2006,126(12):1266-74.
- [2] PARIETTI-WINKLER C., LION A., MONTAUT-VERIENT B., GROSJEAN R., GAUCHARD GC. *Effects of Unilateral Cochlear Implantation on Balance Control and Sensor Organization in Adult Patients with Profound Hearing Loss*. BioMed Research International, 2015, Article ID 621845.
- [3] CROMWELL RL, NEWTON RA. *Relationship between balance and gait stability in healthy older adults*. J Aging Phys Act, 2004,12(1):90-100.
- [4] ROGERS HL, CROMWELL RL, NEWTON RA. *Association of balance measures and perception of fall risk on gait speed: a multiple regression analysis*. Exp Aging Res, 2005,31:191-203.



- [5] KLUENTER HD, LANG-ROTH R, BEUTNER D, HÜTTENBRINK KB, GUNTINAS-LICHIUS O. *Postural control before and after cochlear implantation: standard cochleostomy versus round window approach*. Acta Otolaryngol , 2010,130:696-701.

## OKREŚLENIE BIOMECHANICZNYCH RÓŻNIC POMIĘDZY ZAWODNIKAMI RÓŻNYCH KLAS W PARAOLIMPIJSKIM NARCIARSTWIE BIEGOWYM

M. KARCZEWSKA-LINDINGER<sup>1</sup>, V. LINNAMO<sup>2</sup>, V. ROSSO<sup>3</sup>, L. GASTALDI<sup>4</sup>, W. RAPP<sup>5</sup>, Y. VANLANDEWIJCK<sup>6</sup>, S. LINDINGER<sup>7</sup>

<sup>1</sup>Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, ul. Marymoncka 34, Polska, magdalena.karczewska@awf.edu.pl

<sup>2</sup>University of Jyväskylä, Keskussairaalanatie 4, Finlandia, vesa.linnamo@jyu.fi

<sup>3</sup>Politecnico di Torino, Corso Duca degli Abruzzi 24, Włochy; University of Jyväskylä, Keskussairaalanatie 4, Finlandia, valeria\_rosso@polito.it

<sup>4</sup>Politecnico di Torino, Corso Duca degli Abruzzi 24, Włochy, [laura.gastaldi@polito.it](mailto:laura.gastaldi@polito.it)

<sup>5</sup>University of Freiburg, Fahrenbergplatz, Niemcy, [wrrapp@live.de](mailto:wrrapp@live.de)

<sup>6</sup>KU Leuven, Oude Markt 13, Belgia, [yves.vanlandewijck@kuleuven.be](mailto:yves.vanlandewijck@kuleuven.be)

<sup>7</sup>University of Salzburg, Schlossallee 49 Hallein/Rif, Austria, [stefan.lindinger@sbg.ac.at](mailto:stefan.lindinger@sbg.ac.at)

**Słowa kluczowe:** narciarstwo biegowe niepełnosprawnych, proces klasyfikacji, analiza kinematograficzna, siły reakcji

### 1. Wstęp

Proces klasyfikacji w paraolimpijskim narciarstwie biegowym rekrutuje i grupuje zawodników do odpowiadających ich rodzajowi i stopniu niepełnosprawności grup, a następnie klas. W każdej z grup (siedzący, stojący, z amputacjami, upośledzeniem aparatu ruchu, niewidomi i niedowidzący) zawodnicy są przydzielani do odpowiednich klas (narciarze siedzący na sankach: LW10-12), które powinny odpowiadać stopniowi ich niepełnosprawności. Do jego określenia, wykwalifikowani klasyfikatorzy posługują się historią choroby, wykonują serię specjalistycznych testów funkcjonalnych (table-test-table) oraz prowadzone są obserwacje podczas treningów i zawodów. Ponieważ sportowcy wszystkich klas startują razem, ustanowiony został system procentowego bonusu czasowego (4% ulgi czasowej dla niższych klas), który powinien prowadzić do równej rywalizacji pomiędzy zawodnikami z różnym stopniem fizycznych dysfunkcji i wyrównać szanse słabszych [1]. Jednak mimo, iż testy laboratoryjne spełniają swoją rolę, nie ma zbyt wielu empirycznych badań czy doniesień na temat różnic funkcjonalnych podczas sytuacji na śniegu (warunki specyficzne dla dyscypliny) u zawodników z różnym stopniem niepełnosprawności [2, 3]. Dlatego celem badań jest określenie biomechanicznych różnic pomiędzy zawodnikami reprezentującymi różne klasy, podczas znormalizowanej konfiguracji na śniegu przy stałej oraz maksymalnej prędkości, w warunkach specyficznych dla danej dyscypliny.

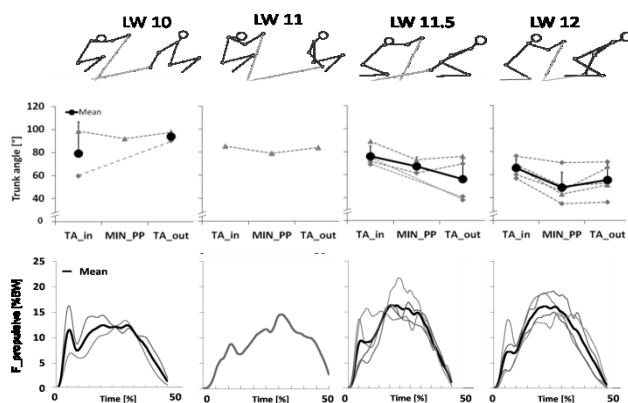
### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał i metody

W badaniach łącznie udział wzięło 12 niepełnosprawnych zawodników narciarstwa biegowego, reprezentujących różne klasy sportowe (2-LW10, 0-LW10.5, 1-LW11, 4-LW11.5; 5-LW12). Pomiary przeprowadzono w tunelu narciarskim, gdzie zawodnicy wykonali próby na stałej, zadanej prędkości (4,5m/s) oraz na prędkości maksymalnej. Pomiary kinematograficzne zrealizowano przy użyciu 3 kamer video (50Hz) ustawionych wzdłuż odcinka, na którym zawodnicy wykonali próby pomiarowe. Analizę 2D przeprowadzono przy użyciu APAS-System (Ariel Dynamics Inc., USA). Dodatkowo analizowano siłę napędową (1000Hz) oraz charakterystykę cyklu kontakt-odepchnięcie przy użyciu autorskiego systemu do pomiaru siły (University of Salzburg/Jyväskylä, AUT/FIN).

### 3. Wyniki

Otrzymane parametry posłużyły obliczeniom kątów tułowia i kijków (odchylenia minimalne i maksymalne podczas kontaktu kijków z podłożem oraz w czasie odepchnięcia), siły napędowej, częstości kontaktu kijków z podłożem (częstotliwość ruchu kończyn górnych-odepchnięć u narciarzy siedzących na sankach) oraz długości cyklu kontakt-odepchnięcie (wpływ na rozwijaną prędkość). Zmiany kątów tułowia oraz wartości siły różnią reprezentantów poszczególnych klas, jednak nie ukazują wyraźnych różnic pomiędzy klasami LW11.5 i LW12. Mniejsze wartości siły napędowej w klasach LW10-11 w porównaniu do klas LW11.5-12 są kompensowane przez wyższą częstotliwość ruchu kończyn dolnych (odepchnięć kijkami) i krótszą długością cyklu celem utrzymania prędkości. Maksymalna prędkość skorelowana z klasami LW10-12 pokazuje różnice, jednak nie odpowiadają one obecnemu systemowi procentowego bonusu czasowego (4% ulgi czasowej dla niższych klas).



Ryc. 1. Zmiany kątów tułowia (Trunk angles), siła napędowa ( $F_{propulsive}$ ), dla każdej z badanych klas sportowych (LW10, LW11, LW11.5; LW12).

### Podsumowanie

Mała liczba zawodników w każdej z klas biorących udział w badaniach sprawia, że interpretacja wyników jest trudna i dlatego ma charakter głównie opisowy. Z funkcjonalnego punktu widzenia specyfiki dyscypliny, nie wszystkie klasy mogą być rozróżnione między sobą, co budzi wątpliwości dotyczące rzetelności obecnego procesu klasyfikacji zawodników oraz systemu procentowego bonusu czasowego (4%). Wpływ stopnia i rodzaju niepełnosprawności na rozwijaną siłę oraz charakterystyki cyklu (częstotliwość, długość), powinny być wnikliwiej zbadane na bardziej licznych grupach zawodników np. podczas Mistrzostw Świata i/lub Igrzysk Paraolimpijskich.

**Źródła finansowania:** International Paralympic Committee (IPC)

### PIŚMIENNICTWO

- [1] PERNOT, H. F. M., LANNEM, A. M., GEERS, R. P. J, RUIJTERS E. F. G., BLOEMENDAL M., SEELLEN H. A. M. *Validity of the test-table-test for Nordic skiing for classification of paralympic sit-ski sports participants*. Spinal Cord, 2011, 49(8), 935-941.
- [2] GASTALDI, L., PASTORELLI S., FRASSINELLI S. *A Biomechanical Approach to Paralympic Cross-Country Sit-Ski Racing*. Clinical Journal of Sport Medicine, 2012, 22(1), 58-64.
- [3] VANLANDEWIJCK, Y. C., VERELLEN J., TWEEDY S. *Towards evidence-based classification in wheelchair sports: Impact of seating position on wheelchair acceleration*. Journal of Sports Science, 2011, 29(10), 1089-1096.

## WIELKOŚCI INERCYJNE SKOCZKÓW WZWYŻ POZIOMU ŚWIATOWEGO

R. KOWALCZYK, W. S. ERDMANN

Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, ul. K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk, werd@awf.gda.pl

**Słowa kluczowe:** skok wzwyż, indywidualizacja, masa części ciała, środek masy

### 1. Wprowadzenie

Zmienność budowy ciała człowieka jest bardzo różnorodna. Dotyczy to m.in. zewnętrznych rozmiarów a także składu tkankowego, jego rozkładu czy wielkości inercyjnych, to jest masy całego i części ciała jak też położenia środków mas i wartości momentów bezwładności. Celem pracy było uzyskanie dokładnych danych wielkości inercyjnych skoczków wzwyż wysokiego poziomu.

### 2. Materiał i metody

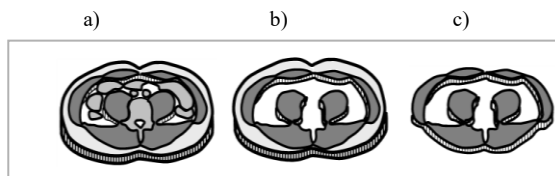
Przebadani skoczkowie pochodzili z 10 różnych krajów. Badaniu poddano 30 skoczków wzwyż, z czego 11 to zawodnicy zagraniczni a pozostałych 19 to zawodnicy krajowi. Spośród badanych zawodników 17 legitymowało się klasą sportową mistrzowską międzynarodową (MM), 1 osoba posiadała klasę sportową mistrzowską (M) a pozostałych 12 pierwszą (I) klasę sportową.

Badani mężczyźni byli w wieku od 18 do 35 lat ( $X = 25,66$ ;  $S = 4,40$  lat). Wysokość ciała badanych to 179 do 199 cm ( $X = 191,11$ ;  $S = 4,44$  cm). Masa ciała skoczków kształtowała się od 62,5 do 91 kg ( $X = 77,36$ ;  $S = 6,36$  kg). Ich rekordy życiowe w skoku wzwyż wynosiły od 200 do 236 cm.

Do badania całkowitej masy ciała zawodników użyto wagę osobową, której dokładność pomiaru wynosiła 0,1 kg. Natomiast masę części ciała uzyskano na podstawie złożonej procedury opisanej przez Clausera i wsp [1] oraz Erdmanna [3, 4]. Clauser i wsp. poddali badaniom zamrożone i poćwiartowane włókno ludzkie. Zbadali oni masę poszczególnych części kończyn oraz ich rozmiary geometryczne. Dalej podali równania regresji, w których zmiennymi niezależnymi, oprócz masy całego ciała, były wymiary części ciała i jeden fałd skórno-tłuszczowy (na grzbiecieniu biodrowym), a zmiennymi zależnymi były masy części kończyn i położenie ich środków mas. Ideą procedury zastosowanej przez Erdmanna do badania wielkości inercyjnych tułowia było podejście do tułowiowych części ciała jako zbioru tkanek o różnej gęstości [5]. Należało ustalić skład tkankowy części tułowia na podstawie obrazów z tomografii komputerowej 8-milimetrowych warstw żywych osób. Na warstwach tych oddzielono poszczególne tkanki i na podstawie objętości i gęstości przypisano im masy (ryc. 1 i 2). Następnie dodano do siebie masy tkanek i uzyskano masy warstw i dalej części tułowia oraz położenie ich środków mas.

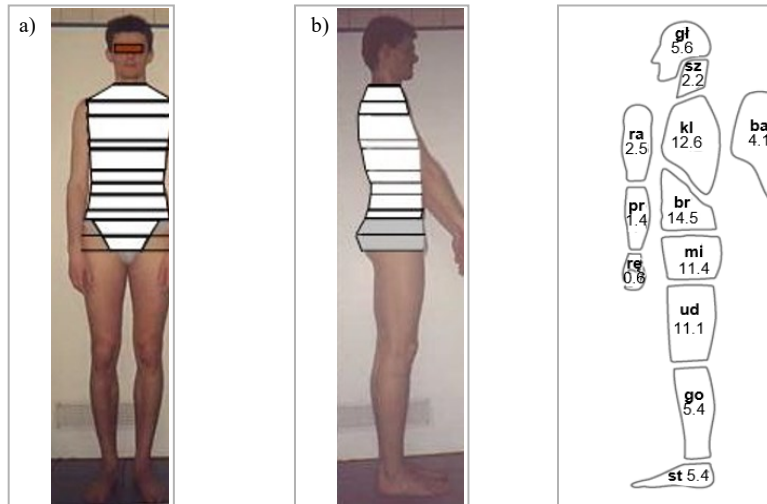


**Ryc. 1.** Podział warstwy na fragmenty należące do odrębnych części ciała.



**Ryc. 2.** Tkanki warstwy tułowia: a) niezmiennie (wewnątrz); oraz zmienne: b) tłuszczowa i mięśniowa oraz skórną; c) mięśniową.

U badanych skoczków wzwyż masę zespołu tkanek niezmiennych (np. kostna, pokarmowe) otrzymywano z równań regresji, a masę tkanek zmiennych na podstawie pomiarów fałdów skórno-tłuszczowych oraz objętości części tułowia. Od całkowitej objętości odejmowano masę tkanek niezmiennych oraz masę skóry i tkanki tłuszczowej otrzymując masę tkanki mięśniowej. Sumowano następnie masy poszczególnych tkanek dla danej części otrzymując jej masę. Aby uzyskać objętość części tułowia zawodnicy zostali sfotografowani w płaszczyznach strzałkowej i czołowej. Na fotografiach oddzielono od siebie porcje i podporcje dla uzyskania ich objętości – ryc. 3.



Ryc. 3. Fotografie skoczka wzwyż w płaszczyźnie: a) czołowej; b) strzałkowej. Zaznaczono podziały na podporcje.

Ryc. 4. Masy względne (%) części ciała skoczka wzwyż. Masa całego ciała = 100 %.

### 3. Wyniki

Uśrednione masy względne części ciała podane względem masy całego ciała skoczków wzwyż przedstawiono na ryc. 4. Masy te różnią się od tych spotykanych w piśmiennictwie, gdyż te prezentowane od XIX wieku dotyczyły osób starszych, nie uprawiających ćwiczeń fizycznych. U osób ćwiczących, zwłaszcza u sportowców, spotyka się większe masy względne kończyn dolnych w stosunku do osób niećwiczących. Nie dotyczy to tych sportowców, którzy trenują sporty gdzie zaangażowane są szczególnie kończyny górne, np. u gimnastyków.

### 4. Dyskusja

Wyznaczając dokładnie położenie środka masy skoczka wówczas, gdy znajduje się on nad poprzeczką należy stosować albo indywidualne dane, możliwe do uzyskania na podstawie metodyki Clausera i Erdmanna (zweryfikowanej w pracy [6]) lub skorzystać z danych grupowych przedstawionych dla osób o podobnym trybie życia lub uprawiania tej samej formy ruchu sportowego [7]. Inni badacze, np. Dapena [2], analizując efektywność skoku wzwyż korzystali z uogólnionych danych inercyjnych przeciętnych osób jak też podziału tułowia tylko na 2-3 części. Położenie środka masy nad poprzeczką względem podłoża można również porównać do położenia w stojącej pozycji zasadniczej zawodnika (także względem podłoża) by ocenić wskaźnik skoczności zawodnika.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] CLAUSER C. E., MCCONVILLE J. T., YOUNG J. W. [1969] *Weight, volume, and center of mass of segments of the human body*. AMRL-TR-69-70, Dayton, OH: Wright-Patterson Air Force Base.
- [2] DAPENA [2002] DAPENA J. [2002] *The evolution of high jumping technique: biomechanical analysis*. W: Gianikellis K. E. – red. *Proceedings of XX International Symposium on Biomechanics in Sports*, Caceres, Spain, s. 3-7.
- [3] ERDMANN W. S. [1995] *Badania wielkości geometrycznych i inercyjnych tułowia mężczyzn uzyskanych metodą tomografii komputerowej*. Gdańsk: Akademia Wychowania Fizycznego.
- [4] ERDMANN W. S. [1997] *Geometric and inertial data of the trunk in adult males*. *J. Biomech*, 30(7):679-688.
- [5] ERDMANN W. S. GOS T. [1990] *Density of the trunk tissues of young and medium age people*. *J. Biomech*, 23(9):945-947.
- [6] ERDMANN W. S. KOWALCZYK R. [2015] *A personalized method for estimating centre of mass location of the whole body based on differentiation of tissues of a multi-divided trunk*. *J. Biomech*, 48:65-72.
- [7] KOWALCZYK R. [2013] *Lokalizacja środka masy skoczków wzwyż a ułożenie ciała względem poprzeczki*. Dysertacja doktorska Gdańsk: Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, Wydział Wych. Fiz.

## OCENA MORFOFUNKCJONALNA STOPY TANCERZA

D. DANCEWICZ-NOSKO<sup>1</sup>, D. OŹLAŃSKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> AWFIS Gdańsk, e-mail autora: [dorota.nosko@awf.gda.pl](mailto:dorota.nosko@awf.gda.pl)

<sup>2</sup> Studio Tańca Fuego STF Lubin

**Słowa kluczowe:** taniec, stopa tancerza, wskaźnik Wejsfloga, zakres ruchu

### 1. Wstęp

Przyjęcie wyprostowanej postawy przez człowieka wymagało przebudowy aparatu ruchu. Stopa stała się ważnym elementem podporowo-nośnym i lokomocyjnym. Budowa stopy jest swoista dla człowieka w związku z jego pionową postawą, a jej wymiary zapewniają dobrą stabilizację pozycji pionowej bez niepotrzebnego wysiłku mięśniowego. Na znaczenie stopy wskazują również: absorpcja rotacji poszczególnych segmentów kończyny podczas fazy obciążania i poza nią, możliwość dostosowania się do cech podłoża zmniejszającego jednostkowe naciski ciężaru ciała w czasie chodu, usztywnienie ciała w fazie odbicia. Obecnie taniec jest najpopularniejszą interdyscyplinarną formą aktywności. Niniejsza praca podejmuje próbę oceny kształtu i funkcji stopy u osób tańczących zawodowo w oparciu o pomiary zakresu ruchów oraz plantokonturografię. Opanowanie odpowiednich technik oraz sekwencji ruchowych wymaga wysokiego poziomu koordynacji. Założono, że taniec wywiera ogromną presję na stopy, powodując określone zmiany.

### 2. Materiał i metody

Celem niniejszej pracy była ocena morfofunkcjonalna stopy u zawodowych tancerzy klubu sportowego w porównaniu z grupą kontrolną, na podstawie: 1. oceny wzrokowej stopy, 2. pomiarów zakresu ruchu stawu skokowo-goleniowego, 3. plantokonturografii. Dodatkowo oceniono wydolność badanych przy zastosowaniu prostego testu ruchowego.

#### 2.1. Materiał

Badaniami objęto 60 osób, 30 czynnych tancerzy oraz 30 osób stanowiących grupę. Grupę taneczną przebadano w lubińskiej szkole tańca „Fuego”, w tym 15 kobiet i 15 mężczyzn w wieku od 16 do 23 lat. Były to osoby, które trenowały taniec regularnie od 3 do 7 lat. Grupę kontrolną stanowiły osoby o umiarkowanej aktywności fizycznej, typowej dla szkół i rekreacji sportowej. Badaniami objęto 15 kobiet i 15 mężczyzn wieku od 16 do 23 lat.

#### 2.2. Metody

Każdą grupę poddano szczegółowym pomiarom, a mianowicie: badaniu goniometrycznemu, badaniu plantokonturograficznemu wraz z klasyfikacją według Clarke'a [1]. Do oceny wysklepienia poprzecznego stopy zastosowano wskaźnik Wejsfloga, tzn. stosunek długości stopy do jej szerokości. Najczęściej wskaźnik Wejsfloga lokuje się w przedziale pomiędzy 2 i 3. Wartości bliższe liczbie '2' świadczą o tendencji do płaskostopia poprzecznego, wartości bliższe '3' są właściwe dla prawidłowego wysklepienia stopy [1]. W ocenie wydolności układu krążenia zastosowano test Ruffiera [2].

### 3. Wyniki

Wyniki uzyskane na podstawie pomiarów szerokości i długości stopy potwierdzają przypuszczenia, że osoby tańczące mają obniżone wysklepienie poprzeczne, co może świadczyć o płaskostopiu poprzecznym. Średnia wartość wskaźnika Wejsfloga dla kobiet trenujących wyniosła 2,41, a mężczyzn 2,31, były to wartości znacznie niższe w porównaniu z grupą kontrolną, dla której ten sam wskaźnik wyniósł 2,92 wśród kobiet i 2,75 wśród mężczyzn (tab. 1).

Tab. 1. Charakterystyka proporcji stopy (wsk. Wejsfloga) w badanych grupach

Parametr statystyczny	Grupa tańcząca n=30		Grupa kontrolna n=30	
	Kobiety	Mężczyźni	Kobiety	Mężczyźni
średnia	2,41	2,31	2,92	2,75
sd	0,02	0,12	0,04	0,12
v%	0,96%	5,27%	1,42%	4,39%

W pomiarach goniometrycznych zwraca uwagę duże zróżnicowanie wyników w poszczególnych osobach grupy badanej. Największe różnice dotyczą ruchu zgięcia podszwowego, zarówno u mężczyzn jak i u kobiet. Badanie goniometryczne stawu skokowo-goleniowego u mężczyzn ujawniło dominację grupy tancerzy nad grupą kontrolną. Wszystkie zakresy ruchów były wyższe w grupie trenującej taniec. Zgięcie grzbietowe w grupie tancerzy średnio wynosiło 26°, przy wyniku maksymalnym 29°. W ruchu zgięcia podszwowego najwyższy wynik był równy 62°, przy średniej wartości 54,4°. Odwracanie przeciętnie sięgało 44,7°, a nawracania 28,4°.

Kolejnym badaniem był test Ruffiera, który ocenia wydolność układu krążenia na podstawie reakcji organizmu na serię 30 przysiadów. Kobiety trenujące uzyskały średnią wartość wsk. Ruffiera wynoszącą 3,9, co plasuje ich wydolność na poziomie dobrym. W porównaniu z grupą kontrolną kobiet, u których średnia wartość tego wskaźnika wyniosła 9,8 (na granicy wydolności średniej) jest to różnica dość znacząca. Tancerze również uzyskali lepszy średni wynik niż mężczyźni z grupy kontrolnej, wskaźnik Ruffiera wyniósł odpowiednio 3,5 (wydolność dobra) i 9,4 (również blisko wartości właściwych dla wydolności niewystarczającej) [2].

#### 4. Dyskusja

Taniec jest jedną z najbardziej naturalnych form ludzkiej aktywności [3]. Regularny trening usprawnia aktywność ruchową, kształtuje zdolności motoryczne, takie jak: gibkość, szybkość, skoczność, zwinność i wytrzymałość, prowadząc do harmonijnego rozwoju organizmu. Polepszeniu ulega również czucie głębokie mięśni, przez co możliwe jest wykonywanie precyzyjnych ruchów [4]. Stopa stymulowana jest przez obciążenia fizyczne, co prowadzi do wzmocnienia kości, mięśni i ścięgien, które stają się grubsze i odporniejsze na urazy mechaniczne. W tańcu angażowane są wszystkie partie mięśniowe i stawy, co wpływa na ogólną kondycję fizyczną.

Na podstawie analizy wyników przeprowadzonych badań stwierdzono: taniec zwiększa zakres ruchu w stawach stopy i w istotny sposób poprawia sprawność funkcjonalną stopy. Trening nie wpływa na występowanie płaskostopia podłużnego, natomiast poprzez obciążenie stopy może pogłębiać płaskostopie poprzeczne. Badanie zakresu ruchomości stopy wskazuje, że większa obszerność ruchu występuje u kobiet podczas zgięcia podszwowego i odwracania. Natomiast w przypadku mężczyzn dotyczy zgięcia grzbietowego i nawracania, zarówno w grupie badawczej, jak i porównawczej.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] MALINA H., *Wady kończyn dolnych – postępowanie korekcyjne*. Kasper, Kraków 1996  
 [2] TUZINEK S., *Zarys metodyki postępowania korekcyjnego*. Politechnika Radomska im. Kazimierza Pułaskiego, Radom 2000

## Streszczenia

- [3] KUŹMIŃSKA O., *Piękno ruchu taneczno-gimnastycznego*, Wydawnictwo SENS, Poznań 1996
- [4] TOMASZEWSKI W., *Człowiek tańczący*, Wydawnictwa Szkolne i Pedagogiczne, Warszawa 1991



## UTRZYMANIE RÓWNOWAGI W POSTAWIE STOJĄCEJ OBUNÓŻ W AKROBATYCZNYCH ĆWICZENIACH DWÓJKOWYCH

E. POLAK<sup>1</sup>, I. MATIAS<sup>2</sup>, M. RACHWAŁ<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Politechnika Rzeszowska, Centrum Fizjoterapii i Sportu, Rzeszów, ul. Poznańska 2 A: e.polak@prz.edu.pl

<sup>2</sup>Uniwersytet Rzeszowski, Wydział Wychowania Fizycznego, Rzeszów, ul. Rejtana 16 c

<sup>3</sup>Uniwersytet Rzeszowski, Wydział Medyczny, Rzeszów, ul. Rejtana 16 c

*Słowa kluczowe: równowaga, platforma stabilograficzna, akrobatyka, balans*

### 1. Wstęp

Gimnastyka akrobatyczna jest sportem, w którym utrzymanie równowagi determinuje i umożliwia poprawne wykonanie wymaganych ćwiczeń. Budowa piramid i statycznych elementów dwójkowych wymaga od zawodników perfekcyjnej umiejętności korygowania pozycji własnego ciała w celu utrzymania równowagi swojej i parterów. Warunki utrzymania równowagi w postawie stojącej przez sportowców były przedmiotem licznych badań i analiz naukowych [1, 2, 3, 4]. W grupach akrobatów prowadzono badania zarówno nad analizą parametrów utrzymania równowagi w swobodnej postawie stojącej [5] jak i w statycznych ćwiczeniach wykonywanych w parach [6, 7].

Badania biomechaniczne prowadzone już w latach 80-tych ubiegłego wieku m. in. przez Golemę [8, 9] wykazały, że w ćwiczeniach zespołowych (w tym dwójkowych) wykonywanych przez akrobatów aby równowaga zawodnika górnego mogła być utrzymywana przez zawodnika dolnego, górny musi usztywnić swoje ciało tak, aby upodobnić je do sztywnego pręta. Zawodnik górny przekazując tylko impuls siły, daje zawodnikowi dolnemu sygnał jaki rodzaj balansu jest niezbędny do utrzymania równowagi w przyjętej przez niego pozycji ciała. Niewątpliwie wpływ na zakres zmian wartości parametrów utrzymania równowagi u dolnego ma wysokość, na jaką podnosi się środek masy bryły stworzonej przez zawodników tworzących piramidę, determinowany też pozycją ciała górnego.

Celem niniejszych badań była analiza przemieszczeń COP w postawie stojącej obunóż przez akrobatów wykonujących dwa różne ćwiczenia w parach ze współćwiczącymi o różnej wysokości i masie ciała.

### 2. Materiał i metody

W badaniach wzięło udział 8 akrobatów (5 dziewcząt i 3 chłopców) o zróżnicowanym wieku ( $18,4 \pm 3,2$  lat), stażu treningowym ( $8 \pm 3,7$  lat) i wysokości ( $171,6 \pm 8,3$  cm) i masie ciała ( $62,4 \pm 11,1$  kg). Każdy z badanych wykonał dwa ćwiczenia kolejno z trzema różnymi górnymi. Charakterystykę zawodniczek górnych przedstawiono w tab. 1.

**Tab. 1.** Charakterystyki zawodniczek górnych

Nr górnej	Wiek [lata]	Dł. stażu treningowego [lata]	Wysokość ciała [cm]	Masa ciała [kg]
G 1	7	1	117	18,0
G 2	11	4	143	29,0
G 3	16	7	153	42,2

Pomiar parametrów utrzymania równowagi dla każdego z ośmiu badanych wykonano z zastosowaniem dwupłytkowej platformy stabilograficznej CQStab2P w wersji dwuplatformowej, produkowanej przez CQ Elektronik System. Protokół badania obejmował pomiar trwający 30 sek. wykonany czterokrotnie dla każdej z zawodniczek/zawodników dolnych. Pierwszy pomiar wykonywano w staniu

swobodnym dolnej/dolnego z ustawieniem stóp na obu płytach platformy. W pomiarach 2, 3 i 4 osoba badana (D) stojąc w takiej samej pozycji utrzymywała na swoich barkach kolejno każdą z zawodniczek górnych (G1, G2 i G3). Te same pomiary powtórzone zmieniając ćwiczenie na wykonanie przez górną rozkroku w podporze na uniesionych w górę rękach dolnej/dolnego.

Analizę wyników ograniczono do porównania w obu ćwiczeniach wartości średnich arytmetycznych i odchyłeń standardowych dla wybranych parametrów charakteryzujących ruch ogólnego środka nacisku (COP) na platformy. Analizowano długość ścieżki statokinezyjogramu (SP - liczoną w obu osiach, SPAP - w kierunku osi Y i SPML - w kierunku osi X), średnie wychylenie COP (MA - promień, MAAP - od punktu 0 w kierunku osi Y i MAML w kierunku osi X), maksymalne wychylenia COP (MaxAP - w kierunku osi Y i MaxML - w kierunku osi X), wielkość pola powierzchni przemieszczeń COP (SA). W czasie pomiaru oś Y odnosiła się do wychwiał w kierunku anterior-posterior, a oś X w kierunku medial-lateral. Analizie poddano też wartości średnie (MNDB), minimalne (MinDB) i maksymalne (MaxDB) różnicy balansu pomiędzy prawą i lewą platformą. Wskaźnik różnicy balansu wyliczono wg wzoru:

$$DB(t) = \frac{ML(t) - MP(t)}{ML(t) + MP(t)} * 100\% \quad (1)$$

gdzie:

ML(t) – masa zmierzona na lewej platformie w chwili t

MP(t) – masa zmierzona na prawej platformie w chwili t

T – czas

### 3. Wyniki

**Tab. 2.** Porównanie zmiennych charakteryzujących ruch centrum nacisku COP w dwóch ćwiczeniach

Ruch COP w staniu z górnym stojącym stopami na barkach	Pomiar 1 (D)	Pomiar 2 (D + G1)	Pomiar 3 (D + G2)	Pomiar 4 (D + G3)
	x ± sd	x ± sd	x ± sd	x ± sd
SP-EO [mm]	254,3 ± 38,8	778,1 ± 218,7	922,6 ± 372,3	1094,0 ± 382,9
SPAP-EO [mm]	178,5 ± 47,0	630,6 ± 209,2	763,0 ± 380,1	897,5 ± 377,6
SPML-EO [mm]	140,1 ± 23,7	330,4 ± 66,5	367,1 ± 98,1	439,5 ± 120,0
MA-EO [mm]	3,0 ± 0,8	9,0 ± 2,3	12,4 ± 5,4	10,5 ± 2,5
MAAP-EO [mm]	2,4 ± 0,9	7,6 ± 2,3	10,6 ± 5,7	9,1 ± 2,6
MAML-EO [mm]	1,2 ± 0,7	3,6 ± 1,0	4,6 ± 0,9	3,6 ± 0,8
MaxAP-EO [mm]	8,6 ± 3,1	28,2 ± 8,3	37,4 ± 18,8	35,1 ± 13,1
MaxML-EO [mm]	4,1 ± 1,7	12,7 ± 2,7	15,3 ± 3,0	13,5 ± 2,3
SA-EO [mm <sup>2</sup> ]	217,5 ± 63,2	1913,1 ± 754,9	2963,3 ± 1397,8	3117,0 ± 1607,4
MNDB-EO [%]	-2,4 ± 6,7	-8,9 ± 4,6	0,6 ± 7,8	-5,0 ± 9,3
MinDB-EO [%]	-5,4 ± 6,7	-18,6 ± 7,0	-10,1 ± 11,3	-16,0 ± 9,7
MaxDB-EO [%]	0,8 ± 7,1	0,9 ± 5,0	12,6 ± 4,1	4,6 ± 7,5
Ruch COP w staniu z górnym w podporze w rozkroku trzymanym w uniesionym rękach	Pomiar 1 (D)	Pomiar 2 (D + G1)	Pomiar 3 (D + G2)	Pomiar 4 (D + G3)
	x ± sd	x ± sd	x ± sd	x ± sd
SP-EO [mm]	254,3 ± 38,8	1564,3 ± 401,0	1673,6 ± 700,5	1694,5 ± 575,6
SPAP-EO [mm]	178,5 ± 47,0	1333,6 ± 319,8	1396,5 ± 585,8	1364,4 ± 532,5
SPML-EO [mm]	140,1 ± 23,7	587,6 ± 219,7	655,1 ± 282,7	724,1 ± 193,8
MA-EO [mm]	3,0 ± 0,8	14,2 ± 4,8	14,9 ± 7,2	15,1 ± 7,0
MAAP-EO [mm]	2,4 ± 0,9	12,0 ± 4,1	11,3 ± 3,4	12,4 ± 6,5
MAML-EO [mm]	1,2 ± 0,7	5,5 ± 2,4	7,4 ± 6,3	6,3 ± 2,4
MaxAP-EO [mm]	8,6 ± 3,1	49,7 ± 15,9	42,9 ± 7,9	51,5 ± 21,5
MaxML-EO [mm]	4,1 ± 1,7	19,9 ± 6,9	25,8 ± 15,5	24,9 ± 5,4
SA-EO [mm <sup>2</sup> ]	217,5 ± 63,2	6018,1 ± 3660,5	9050,3 ± 11573,4	7433,1 ± 5428,8
MNDB-EO	-2,4 ± 6,7	-1,8 ± 39,9	2,6 ± 11,0	-2,4 ± 13,8
MinDB-EO	-5,4 ± 6,7	-17,0 ± 35,8	-14,9 ± 13,9	-17,9 ± 15,5
MaxDB-EO	0,8 ± 7,1	13,4 ± 43,1	19,5 ± 12,1	15,3 ± 12,2

W trakcie pomiarów zgromadzono dane charakteryzujące zakres i kierunek przemieszczeń ogólnego środka nacisku (COP) na podłoże w czasie 30 sekund.

Analizie poddano wartości poszczególnych parametrów, które zmieniały się pod wpływem zmiany utrzymywanej partnerki i zmiany pozycji ciała, którą przyjmowała ona w czasie ćwiczenia. Wartości dodatnie wskaźnika różnicy balansu pomiędzy platformami (DB) świadczą o większym nacisku na lewą platformę, czyli o przeniesieniu przez badanego większej części ciężaru ciała na lewą nogę. Analogicznie wartości ujemne świadczą o większym obciążeniu prawej nogi. W tab. 2 przedstawiono średnie arytmetyczne i odchylenia standardowe zmiennych charakteryzujących ruchy COP na platformy, jakie generowali badani w trakcie wykonywania akrobatycznych ćwiczeń dwójkowych o charakterze statycznym.

#### 4. Dyskusja

Porównanie analizowanych parametrów pokazuje, że zakres i pole przemieszczeń COP u badanych stojących w pozycji typowej dla dolnych w akrobatycznych ćwiczeniach dwójkowych zwiększają się wraz z wysokością i masą ciała górnych. W obu analizowanych ćwiczeniach długość ścieżki przemieszczeń COP w kierunkach anterior-posterior jest dwukrotnie większa niż w kierunkach medial-lateral. Widocznie większe są też wartości wszystkich analizowanych parametrów w ćwiczeniu, w którym zawodniczka górna znajdowała się w pozycji podporu w rozkroku i utrzymywana była w prostych rękach nad głową dolnej/dolnego. Różnica pomiędzy polem powierzchni przemieszczeń COP samej dolnej/dolnego, a dolnej/dolnego trzymającego górną w staniu na barkach wyniosła dla kolejnych górnych 1695,6; 2745,8; 2899,5 mm<sup>2</sup>, a w podporze w rozkroku 5800,6; 8832,8; 7215,6 mm<sup>2</sup>. Analiza średnich wartości wskaźnika balansu wykazała, że badani częściej obciążali prawą nogę, zarówno w staniu swobodnym, jak i w ćwiczeniach z partnerem. W przypadku obu ćwiczeń z górną oznaczoną, jako G2 widoczna jest zmiana nogi mocniej naciskającej na platformę, co spowodowane jest prawdopodobnie niesymetrycznym wykonaniem przyjmowanych przez nią pozycji.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] KUCZYŃSKI M., REKTOR Z., BORZUCKA D. *Postural control in quiet stance in the second league male volleyball players*. Human Movement Science, 2009, 10: 12-15.
- [2] DRZAL-GRABIEC J., TRUSZCZYŃSKA A. *Evaluation of selected postural parameters in children who train kyokushin karate*. Biomedical Human Kinetics, 2014, 6: 69-73.
- [3] PAILLARD T., NOÉ F. *Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer*. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 2006, 16: 345-348.
- [4] MKAOUER B., JEMNI M., HAMMOUDI-NASSIB S., AMARA S., CHAABENE H. *Kinematic analysis of postural control in gymnasts vs. athletes practicing different sports*. Sport Sciences for Health, 2017, July, dostępny online: <https://doi.org/10.1007/s11332-017-0383-4>.
- [5] WULF G. *Attentional focus effects in balance acrobats*. Research Quarterly for Exercise and Sport, 2008, 79:3, 319-325.
- [6] BOLOBAN V. N., TISHLER A. V. *Dynamic stability of body system during exercises in paired acrobatics*. Theory and Practice of Physical Culture, 1977, 1, 22-25.
- [7] FLORÍA P., GÓMEZ-LANDERO L. A. & HARRISON A. J. *Centre of pressure correlates with pyramid performance in acrobatic gymnastics*. Sports Biomechanics, 2015, 14:4, 424-434.
- [8] GOLEMA M. *Mechanizm procesu regulowania równowagi u akrobatów*. [W:] *I Międzynarodowe Sympozjum Naukowo-Badawcze Akrobatyki Sportowej*. (red.) S. Drozdowski, AWF Poznań, 1981, s. 35-42.
- [9] GOLEMA M. *Badanie nad upodobnieniem się ciała człowieka do bryły sztywnej*. [W:] *I Międzynarodowe Sympozjum Naukowo-Badawcze Akrobatyki Sportowej*. (red.) S. Drozdowski, AWF Poznań, 1981, s. 43-48.

## ANALIZA ZMIAN WYBRANYCH PARAMETRÓW W BADANIACH STABILOGRAFICZNYCH U DZIECI PO URAZACH GŁOWY

<sup>1</sup>A. POPIELUCH, <sup>2</sup>M. WYCHOWAŃSKI

<sup>1</sup>Zakład Anatomii, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie; Wydział Wychowania Fizycznego

<sup>2</sup>Zakład Biomechaniki Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie ;Wydział Rehabilitacji

**Słowa kluczowe:** *stabilografia, urazy głowy, równowaga*

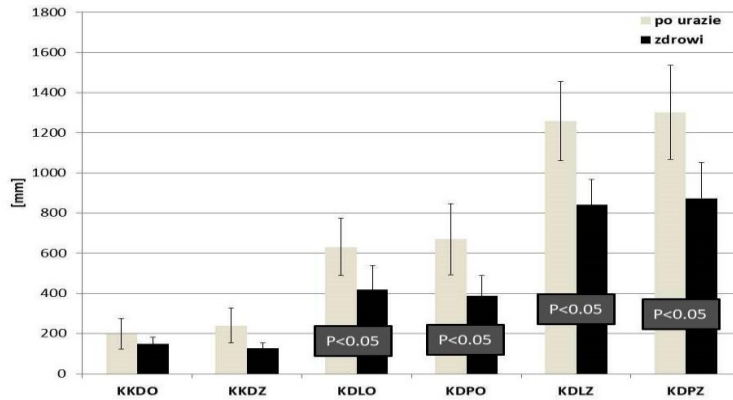
### 1. Wstęp

Urazy głowy są jednymi z najliczniejszych urazów wieku rozwojowego, a liczba lekkich i średnich urazów głowy jest znacząca w każdym oddziale chirurgii dziecięcej. Niezależnie od wieku dziecka, najczęstszą ich przyczyną są urazy komunikacyjne, a także sporty uprawiane rekreacyjnie i wyczynowo, które niosą za sobą wielorakie konsekwencje w funkcjonowaniu organizmu, między innymi niestabilność ciała. Prawidłowa stabilna postawa ciała jest warunkiem niezbędnym do realizacji większości ruchów dowolnych i czynności lokomocyjnych, dlatego badanie stabilności posturalnej wchodzi w skład większości testów klinicznych. W medycynie najczęściej spotykanymi typami testów równowagi są takie, które mimo powszechnego ich zastosowania, dają jedynie jakościowy obraz badanej cechy. Obiektywnymi metodami diagnostycznymi są testy posturograficzne.

### 2. Materiał i metody

Przebadano 20 chłopców po lekkich urazach głowy, którzy zgłaszali się do Szpitalnego Oddziału Ratunkowego USK w Białymstoku. Powtórne badanie pacjentów odbyło się w 3 miesiące od urazu. Przebadano również zdrowe dzieci stanowiące grupę porównawczą (n=50). Badania przeprowadzono na platformie dynamometrycznej firmy JBA Staniak. Przebieg badania stabilograficznego zaplanowano w sposób następujący: pomiar położenia środka parcia podczas stania na dwóch kończynach dolnych (KKD) z oczami otwartymi (KKDO), pomiar podczas stania na dwóch KKD z oczami zamkniętymi (KKDZ), pomiar podczas stania na prawej KD z oczami otwartymi (KDPO), pomiar podczas stania na lewej KD z oczami otwartymi (KDLO), pomiar podczas stania na prawej KD z oczami zamkniętymi (KDPZ), pomiar podczas stania na lewej KD z oczami zamkniętymi (KDLZ). Każdy z pomiarów trwał 20 s, a pacjent starał się zachować swoje ciało w równowadze.

Na rycinie 1 przedstawiono przebiegi położenia środka parcia stóp na podłożu podczas 20 sekundowych prób stania na dwóch kończynach dolnych z oczami otwartymi, na dwóch kończynach dolnych z oczami zamkniętymi oraz na prawej i lewej kończynie z oczami otwartymi i zamkniętymi.



Ryc 1. Średnia droga parcia stóp na podłoże (TL) pacjentów , bezpośrednio po urazie i osób zdrowych w poszczególnych próbach: KKDO, KKDZ, KDPO, KDPZ, KDLO, KDLZ .

#### 4. Wnioski

1. Okres 3 miesięcy w przypadku lekkich i średnich urazach głowy wydaje się być okresem zbyt krótkim do pełnego powrotu sprawności utrzymywania równowagi.
2. Wyniki badań stabilograficznych powinny być brane pod uwagę przed dopuszczeniem dzieci do podjęcia aktywności sportowej.
3. Zaprezentowana metoda badań mechanizmu utrzymania równowagi powinna być rutynowo stosowana u pacjentów po urazach głowy.

#### PIŚMIENICTWO

- [1] Sobera M. (2010) Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi ciała u dzieci w wieku 2–7 lat Studia i Monografie AWF we Wrocławiu, nr 97.
- [2] Isabelle Gagnon, MSc, Bonnie Swaine, PhD, Debbie Friedman, BSc, Robert Forget, PhD (2004). Children Show Decreased Dynamic Balance After Mild Traumatic Brain Injury Arch Phys Med Rehabil Vol 85.
- [3] Paillard T, Pau M, Noé F, González LM (2015) Rehabilitation and Improvement of the Postural Function. Biomed Res Int.: Nov 12
- [4] Elizabeth L. Inness, Jo-Anne Howe, Ewa Niechwiej-Szwedo, Susan B. Jaglal, William E. McIlroy, Molly C. (2011) Measuring Balance and Mobility after Traumatic Brain Injury: Validation of the Community Balance and Mobility Scale (CB&M) Verre Physiother Can. Spring: 63(2): 199–208.

## WYKORZYSTANIE SCHODÓW W TRENINGU PLYOMETRYCZNYM O RÓŻNYM CHARAKTERZE PRACY MIĘŚNI KOŃCZYN DOLNYCH BADANIA PILOTAŻOWE

M. STANISZEWSKI<sup>1</sup>, P. TABOR<sup>2</sup>, J. TKACZYK<sup>3</sup>, CZ. URBANIK<sup>4</sup>, N. HAMMOUD<sup>5</sup>

<sup>1</sup>AWF Warszawa Wydział WF, 00-968 Warszawa Marymoncka 34, [michal.staniszewski@awf.edu.pl](mailto:michal.staniszewski@awf.edu.pl)

<sup>2</sup>AWF Warszawa Wydział WF, 00-968 Warszawa Marymoncka 34, [piotr.tabor@awf.edu.pl](mailto:piotr.tabor@awf.edu.pl)

<sup>3</sup>AWF Warszawa Wydział WF, 00-968 Warszawa Marymoncka 34, [joanna.tkaczyk@awf.edu.pl](mailto:joanna.tkaczyk@awf.edu.pl)

<sup>4</sup>AWF Warszawa Wydział WF, 00-968 Warszawa Marymoncka 34, [czeslaw.urbanik@awf.edu.pl](mailto:czeslaw.urbanik@awf.edu.pl)

<sup>5</sup>Ministry of Youth and Sports Lebanon, Beirut, Liban, [naji-diana@hotmail.com](mailto:naji-diana@hotmail.com)

*Słowa kluczowe: plyometria, skoki tempowe, wkładki tensometryczne, stężenie amoniaku w krwi*

### 1. Wstęp

Ćwiczenia plyometryczne bazują na prędkości i sile, a polegają na świadomym łączeniu pracy mięśni o charakterze ekscentrycznym i koncentrycznym. W mechanizmie tym wykorzystywane jest zjawisko rozciągnięcia i skurczu mięśnia (ang. SSC) pozwalające na zwiększenie momentu siły generowanego w stawie. Plyometria korzysta z energii elastyczności ścięgien, która kumulowana jest podczas ich rozciągania, a trening plyometryczny stosowany jest głównie w celu poprawy mocy. Przykładem treningu wykorzystującego zasadę SSC jest wysiłek polegający na serii podskoków lub wskoków na podwyższenie. 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 [1,2].

Badania wskazują na istotny wzrost stężenia amoniaku w krwi po wysiłkach o różnym czasie trwania i intensywności. Produkowany głównie we włóknach szybko kurczących się glikolitycznych amoniak jest związkiem biologicznie aktywnym, wpływającym zarówno na przemiany energetyczne w mięśniach jak i w układzie nerwowym. Sugeruje się, że gromadzenie amoniaku w krwi po wysiłku może odzwierciedlać zmęczenie na poziomie centralnego układu nerwowego [3,4].

Celem badań pilotażowych była próba oceny intensywności wysiłku o charakterze plyometrycznym polegającym na wskakiwaniu lub zeskakiwaniu ze schodów w zależności od wskoków co jeden lub co dwa stopnie. Wielkość obciążenia oceniano na podstawie impulsu siły generowanego w fazie lądowania i odbicia. Zmęczenie organizmu podczas wykonywania wskoków co jeden i co dwa stopnie oceniano na podstawie stężenia amoniaku w krwi.

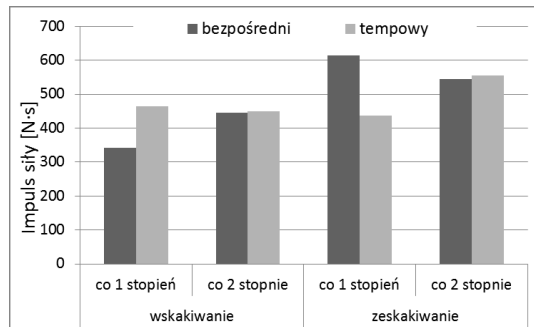
### 2. Materiał i metody

W badaniach pilotażowych wziął udział mężczyzna w wieku 23 lat o masie 80 kg i wysokości ciała 178 cm.

Zastosowano warianty wysiłku polegające na wskakiwaniu lub zeskakiwaniu z 10 stopni schodów – w jednym badany wskakiwał co jeden stopień, a w drugim co 2 stopnie. Oprócz skoków bezpośrednich co kolejny 1 lub 2 stopnie, zastosowano również warianty ze skokami tempowymi gdzie badany po każdym wskoczeniu/zeskoczeniu na kolejny stopień wykonywał dodatkowy wyskok pionowy. Pomiarów dokonano podczas wysiłku składającego się z 4 serii z przerwą 90 sekund pomiędzy seriami. Przy wykorzystaniu wkładek tensometrycznych (F-Scan In-Shoe Analysis System, Tekscan USA) zakładanych do obuwia sportowego dokonano pomiarów impulsu siły nacisku stóp na podłoże podczas kontaktu z kolejnymi stopniami schodów. Stężenie amoniaku badano w krwi pobranej z płątka ucha przy zastosowaniu analizatora PocketChem BA PA-4140.

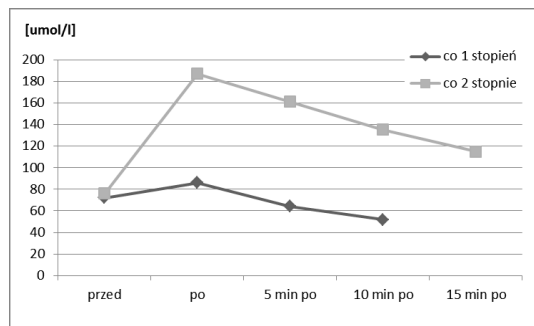
### 3. Wyniki

Wartości impulsu siły (**Ryc. 1**) mogą pośrednio wskazywać na intensywność poszczególnych wyskoków. Zastosowanie skoków tempowych sprawiło zrównanie wartości impulsu siły podczas wskakiwania i zeskakiwania co 1 stopień. Natomiast dla skoków co 2 stopnie notowano zbliżone wartości impulsu siły w skokach bezpośrednich i tempowych. Pokazuje to, że wprowadzając do treningu skoki tempowe można wskoczyć lub zeskoczyć z dwukrotnie mniejszej liczby stopni przy zachowaniu podobnej objętości i intensywności wysiłku.



**Ryc. 1** Uśrednione wartości impulsu siły podczas różnych wariantów wskakiwania i zeskakiwania ze schodów – skok bezpośredni i tempowy (średnia ze wskoku/zeskoku na stopień oraz dodanego wyskoku pionowego).

Stężenie amoniaku we krwi było wyraźnie wyższe po treningu (4 serie po 20 wyskoków tempowych), w którym badany wskakiwał co 2 stopnie (**Ryc. 2**), co świadczy o większym ogólnym zmęczeniu tego typu wysiłkiem.



**Ryc. 2** Stężenie amoniaku w krwi mierzone przed i po 4 seriach wskakiwania co jeden i co dwa stopnie.

Należy zaznaczyć, że uzyskane wyniki biomechaniczne i biochemiczne dotyczą tylko jednej badanej osoby i mogą wskazywać jedynie na pewne trendy i zależności, które zweryfikowane będą w badaniach głównych obejmujących różne warianty treningu większej liczby uczestników.

**Źródła finansowania:** Badania sfinansowano z projektu badawczego AWF Warszawa DS.-276.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] LEHNERT M., HRŁKA K., MALÝ T., FOHLER J., ZAHÁLKA F. *The effects of a 6 week plyometric training programme on explosive strength and agility in professional basketball players.* Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica, 2013;43(4):7-15.
- [2] LOUDER T., BRESSEL M., BRESSEL E. *The Kinetic Specificity of Plyometric Training: Verbal Cues Revisited.* Journal Of Human Kinetics, 2015;49(1):201-208.
- [3] GOROSTIAGA E.M. ASIÁN X., IZQUIERDO M., POSTIGO A., AGUADO R., ALONSO J.M., IBÁÑEZ J. *Vertical jump performance and blood ammonia and lactate levels during typical training sessions in elite 400-m runners.* J Strength Cond Res. 2010; 24(4):1138-49

## Streszczenia

- [4] WILKINSON D.J., SMEETON N.J., WATT P.W. *Ammonia metabolism, the brain and fatigue; revisiting the link. Prog Neurobiol.* 2010;91(3):200-219.



## PRĘDKOŚĆ UDERZENIA PIŁKI A MOMENT SIŁY PROSTOWNIKÓW STAWU KOLANOWEGO

A. STRUZIŁ, B. PIETRASZEWSKI

<sup>1</sup>Katedra Zespołowych Gier Sportowych, Akademia Wychowania Fizycznego, ul. Mickiewicza 58, 51-684 Wrocław, e-mail: artur.struzik@awf.wroc.pl

<sup>2</sup>Katedra Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, ul. Mickiewicza 58, 51-684 Wrocław, e-mail: bogdan.pietraszewski@awf.wroc.pl

*Słowa kluczowe: kończyna dolna, piłka nożna, uderzenie prostym podbiciem*

### 1. Wstęp

Uderzenie piłki na bramkę jest kluczowym elementem techniki w piłce nożnej ze względu na możliwość zdobycia gola. Istnieje wiele rodzajów uderzenia piłki, które uzależnione jest chociażby od prędkości i położenia piłki czy zamiarów zawodnika. Uderzeniem, podczas którego uzyskać można maksymalną prędkość piłki jest uderzenie prostym podbiciem. Uderzenie rozpoczyna się od ustawienia podporowej kończyny dolnej z boku oraz lekko z tyłu w stosunku do piłki. Następnie uderzająca kończyna dolna wykonuje zamach do tyłu wraz ze zgięciem w stawie kolanowym. Ruch do przodu rozpoczyna się od rotacji miednicy względem podporowej kończyny dolnej z jednoczesnym ruchem uderzającej kończyny dolnej ku przodowi przy ciągłym zgięciu w stawie kolanowym. W dalszej kolejności udo zaczyna hamować, aż do względnego zatrzymania podczas uderzenia piłki. Podczas tego hamowania następuje gwałtowny, niemal całkowity wyprost w stawie kolanowym. Uderzająca kończyna dolna pozostaje wyprostowana podczas kontaktu stopy z piłką [1]. Miarą skutecznego wykonania uderzenia (poza celnością) może być prędkość uderzenia piłki. Ze względu na występujący w technice uderzenia piłki prostym podbiciem ruch prostowania w stawie kolanowym wydaje się, że zdolność do wyzwolenia znacznej wartości momentu siły przez prostowniki tego stawu może mieć dodatni związek z uzyskaną prędkością uderzenia piłki.

Celem pracy było określenie związków pomiędzy prędkością uderzenia piłki prostym podbiciem a momentem siły prostowników stawu kolanowego (mierzonym w warunkach statycznych oraz izokinetycznych).

### 2. Materiał i metody

Grupę badawczą stanowiło 16 piłkarek nożnych trenujących w klubie KS AZS Wrocław (wysokość ciała:  $165,9 \pm 5,4$  cm; masa ciała:  $57,9 \pm 6,0$  kg; wiek:  $20,1 \pm 4,0$  lat; staż treningowy:  $8,6 \pm 3,7$  lat). Badania zostały przeprowadzone w Pracowni Analiz Biomechanicznych Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu posiadającej certyfikat zarządzania jakością ISO (norma 9001:2009).

Do pomiarów maksymalnych momentów sił mięśni prostowników stawu kolanowego w statyce (dla kąta  $75^\circ$  w stawie kolanowym) oraz w warunkach izokinetycznych (przy prędkościach kątowych  $30^\circ/s$ ,  $60^\circ/s$ ,  $90^\circ/s$  i  $120^\circ/s$ ) wykorzystano dynamometr Biodex System 4 Pro (Biodex Medical Systems, Shirley, NY). Pomiaru wykonano dla dominującej kończyny dolnej (tej, z której zawodniczka preferuje uderzać piłkę). Dodatkowo każda zawodniczka wykonała przy użyciu dominującej kończyny dolnej trzy uderzenia piłki na bramkę prostym podbiciem (po jednym kroku rozbiegu). Piłka uderzana była z pozycji stojącej i oddalona o 11 m od bramki. Maksymalna (chwilowa) prędkość uderzenia piłki została zarejestrowana przy użyciu sportowego radaru pistoletowego Stalker Pro II (Applied Concepts, Tully, NY). Do

analizy wybrano próbę z większą wartością maksymalnej prędkości uderzenia piłki każdej z badanych zawodniczek.

Do zbadania związków pomiędzy maksymalną prędkością uderzenia piłki a momentem siły prostowników stawu kolanowego (w warunkach statycznych oraz izokinetycznych) wykorzystano współczynnik korelacji rang Spearmana ( $\alpha = 0,05$ ).

### 3. Wyniki

Tabela 1 zawiera średnie wartości ( $\pm$ SD) maksymalnego momentu siły prostowników stawu kolanowego zarejestrowane w warunkach statycznych oraz izokinetycznych. Średnia wartość ( $\pm$ SD) maksymalnej prędkości uderzenia piłki wyniosła  $88,3 \pm 7,8$  km/h ( $24,5$  m/s). Odnotowano istotne statystycznie związki pomiędzy maksymalną prędkością uderzenia piłki a momentem siły prostowników stawu kolanowego mierzonym w warunkach izokinetycznych przy prędkościach kątowych 90 i 120°/s (tab. 2). Związki pomiędzy maksymalną prędkością uderzenia piłki a momentem siły prostowników stawu kolanowego zarejestrowanego w pozostałych warunkach (statycznych oraz przy prędkościach kątowych 30 i 60°/s) nie były istotne statystycznie.

**Tab. 1** Średnie wartości ( $\pm$ SD) momentu siły prostowników stawu kolanowego ( $M$ ) w warunkach statycznych oraz izokinetycznych.

$\omega$ (°/sec)	Statyka	30	60	90	120
$M$ (Nm)	$216,5 \pm 43,3$	$167,9 \pm 27,7$	$145,3 \pm 19,9$	$131,7 \pm 18,1$	$120,6 \pm 17,3$

**Tab. 2** Wartości współczynników korelacji pomiędzy maksymalną prędkością uderzenia piłki ( $v$ ) a momentem siły prostowników stawu kolanowego ( $M$ ).

$M$	Statyka	30°/s	60°/s	90°/s	120°/s
$V$	0,01	0,26	0,42	0,53*	0,47**

\* - istotne statystycznie dla  $p < 0,05$ ; \*\* - istotne statystycznie dla  $p < 0,1$ .

### 4. Dyskusja

Istotne statystycznie dodatnie związki pomiędzy maksymalną prędkością uderzenia piłki a momentem siły prostowników stawu kolanowego (mierzonym w warunkach izokinetycznych przy prędkościach kątowych 90 i 120°/s) sugerują konieczność zwrócenia szczególnej uwagi w treningu piłkarzy nożnych na doskonalenie zdolności siłowych tej grupy mięśniowej. Należy jednak pamiętać o równomiernym i proporcjonalnym zwiększaniu siły mięśniowej zarówno prostowników jak i zginaczy stawu kolanowego. Zbyt duża wartość asymetrii antagonistycznych grup mięśni kończyn dolnych prowadzi bowiem do zwiększenia ryzyka urazów. Przykładowo kontuzja może wystąpić podczas szybkiego prostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym (np. podczas uderzenia piłki), gdy grupa mięśni zginających nie doprowadzi do skutecznego ekscentrycznego działania mającego na celu spowolnienie lub zahamowanie ruchu [2]. Z kolei brak istotnych związków pomiędzy maksymalną prędkością uderzenia piłki a momentem siły prostowników stawu kolanowego mierzonym w warunkach statycznych oraz izokinetycznych przy prędkościach kątowych 30 i 60°/s może wynikać ze zbyt małych wartości pomiarowych prędkości kątowych. Podczas uderzenia piłki prędkość kątowa ruchu prostowania w stawie kolanowym może osiągać bowiem wartości równe nawet około 2000°/s [3]. Jednak zastosowanie przy pomiarach momentu siły prędkości kątowych znacznie większych od 100°/s może powodować istotne zwiększenie błędu pomiarowego [4].

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] LEES A., NOLAN L. *The biomechanics of soccer: a review*. J. Sports Sci, 1998,16(3):211-234.
- [2] CHEUNG R. T. H., SMITH A. W., WONG D. P. *H:Q ratios and bilateral leg strength in college field and court sports players*. J. Hum. Kinet, 2012,33:63-71.
- [3] LEES A., ASAI T., ANDERSEN T. B., NUNOME H., STERZING T. *The biomechanics of kicking in soccer: a review*. J. Sports Sci, 2010,28(8):805-817.
- [4] ZAWADZKI J., BOBER T., SIEMIENSKI A. *Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions*. Acta Bioeng. Biomech, 2010,12(4):25-32.

## OCENA SPRAWNOŚCI FUNKCJONALNEJ PACJENTÓW PO CAŁKOWITEJ TRÓJPEŁCZKOWEJ REKONSTRUKCJI ŚCIĘGNA ACHILLESA

M. SYREK<sup>1</sup>, U. ZDANOWICZ<sup>2</sup>, R. ŚMIGIELSKI<sup>3</sup>, M. STANISZEWSKI<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Carolina Medical Center, ul. Pory 78, 02-757, Warszawa, magda.syrek@gmail.com

<sup>2</sup>Carolina Medical Center, ul. Pory 78, 02-757, Warszawa, urszula.zdanowicz@carolina.pl

<sup>3</sup>Carolina Medical Center, ul. Pory 78, 02-757, Warszawa, rsmigielski@gmail.com

<sup>4</sup>Akademia Wychowania Fizycznego J. Piłsudskiego Warszawa, 00-968, ul. Marymoncka 34, michal.staniszewski@awf.edu.pl

**Słowa kluczowe:** rekonstrukcja, biomechanika, ocena funkcjonalna, fizjoterapia, ścięgno Achillesa

### 1. Wstęp

Ścięgno piętowe stanowi wspólne zakończenie mięśnia trójgłowego łydki, w skład którego wchodzi mięsień brzuchaty łydki oraz mięsień płaszczkowaty. Tzw. teoria trójpełczkowej budowy ścięgna Achillesa powstała w wyniku badań, które wykazały, że wszystkie trzy głowy mięśnia tworzą jedną, sprawnie działającą w warunkach fizjologicznych, strukturę.

Dzięki programowi współfinansowanemu ze środków Narodowego Centrum Badań i Rozwoju opracowano oryginalny protokół rehabilitacji pacjenta po zabiegu anatomicznej rekonstrukcji ścięgna Achillesa. Program pt. „Nowatorskie metody inżynierii tkankowej wspomagające gojenie i regenerację ścięgien i więzadeł” – w skrócie START, skupia się na wpływie komórek macierzystych na proces gojenia się tkanek ścięgniowych. Badania prowadzone są na zasadach “ślepej próby”, dlatego na tym etapie projektu nie można jasno stwierdzić czy pacjenci, którym podano komórki macierzyste goją się lepiej od pozostałych członków grupy badanej. Niemniej jednak można wstępnie ocenić skuteczność opracowanego protokołu dzięki zastosowaniu monitoringu postępów pacjenta za pomocą obiektywnej ewaluacji funkcji ścięgna przeprowadzonej dzięki możliwościom Centrum Diagnostyki Funkcjonalnej.

### 2. Materiał i metody

Badaniami objęto grupę 60 pacjentów (10 kobiet, 50 mężczyzn). Wszyscy pacjenci operowani byli tą samą metodą: anatomiczną trójpełczkową rekonstrukcją ścięgna Achillesa. Połowię z nich podano podczas zabiegu komórki macierzyste. Fizjoterapia prowadzona była przez 6 miesięcy (odbywała się 3 razy w tygodniu).

Ocena sprawności funkcjonalnej polegała na przeprowadzeniu specyficznych badań biomechanicznych w określonym czasie od zabiegu operacyjnego. Badania funkcjonalne wykonywane były po 12 tygodniu, w 6 miesiącu oraz po roku od zabiegu. Ocena biomechaniczna przeprowadzana była po konsultacji lekarskiej, połączonej z przeprowadzeniem odpowiedniej diagnostyki obrazowej. Termin badania funkcjonalnego mógł ulec opóźnieniu, jeżeli badania lekarskie i obrazowe wykazywały nieprawidłowe gojenie się ścięgna.

Pierwsze badanie po 12 tygodniach od operacji było przeprowadzane po uzyskaniu zgody lekarza prowadzącego na odstawienie buta typu Walker (po badaniu USG, MRI i wizycie lekarskiej). Pacjent miał za zadanie przejść po platformie podometrycznej w określonej sekwencji: chód w bucie typu Walker z jedną wkładką (wkładka 2 cm), chód w bucie typu Walker bez wkładek, chód w normalnym bucie z jedną wkładką, chód w normalnym bucie bez wkładek, chód boso, stanie swobodne (20 sek.), wspięcie na palce obu nóg (10 sek.) oraz przysiad boso (platforma Zebris). Badanie miało na celu

ocenić chód pacjenta oraz czy jest on w stanie prawidłowo przetaczać stopę bez nadmiernego przeciążania ścięgna Achillesa.

Po 6 miesiącach oraz roku protokół badań został rozbudowany o dodatkowe pomiary i składał się z analizy chodu i biegu (boso i w butach), stania swobodnego, wspięć na palce oraz przysiadu na ścieżce podometrycznej, pomiaru momentów sił mięśniowych zginaczy podszwowych i grzbietowych stawu skokowego (w dwóch pozycjach: z kolanem wyprostowanym i zgiętym) w izometrii i izokinetyce (na urządzeniu Humac Norm), pomiaru mocy i wysokości wyskoku obunóż i jednoóż (platforma AMTI) oraz stabilografii dynamicznej (Biodex). Dzięki uzyskanym wynikom w połączeniu z badaniami obrazowymi lekarz oraz fizjoterapeuta podejmowali decyzję o gotowości pacjenta do powrotu do aktywności sportowej.

### 3. Wyniki i wnioski

Przeprowadzone badania biomechaniczne wykazały, że w trakcie procesu rehabilitacji niezwykle ważna jest regularna i systematyczna fizjoterapia prowadzona co najmniej przez rok od zabiegu rekonstrukcji ścięgna Achillesa.

W związku ze specyfiką procesu gojenia się tkanek ścięgnistych należy zwrócić szczególną uwagę pacjentów na trzymanie się prawidłowych wzorców ruchowych podczas wykonywania ćwiczeń oraz stretching ścięgna z kolanem wyprostowanym jak i zgiętym. Na późniejszych etapach rehabilitacji ćwiczenia dynamiczne oraz nauka prawidłowego biegu powinny stać się nieodzownym elementem każdego treningu.

Niezwykle ważną obserwacją wynikającą z badań jest również fakt, iż doznany uraz i późniejszy proces rekonwalescencji mają wpływ nie tylko na kończynę operowaną, ale i na tę zdrową - której wyniki w efekcie przejęcia funkcji lokomocyjnej w pierwszym okresie rehabilitacji oraz wydłużonego "dociążenia" (stopniowe obciążanie kończyny operowanej) również ulegają zmianie.

Analizując dostępną literaturę autorzy doszli do wniosku, że pomimo iż faza przebudowy ścięgna trwa około roku, to gojąca się tkanka ma słabsze właściwości biomechaniczne w porównaniu do nieuszkodzonego ścięgna nawet dwa lata po zabiegu. W związku z powyższym, mimo że pacjenci po zakończonej fizjoterapii czują się dobrze i są w stanie powrócić do aktywności sprzed urazu, warto zwrócić ich uwagę na to, że wskazana jest kontynuacja regularnych ćwiczeń wzmacniających by nie doprowadzić do ponownego urazu.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] SZARO P., WITKOWSKI G., ŚMIGIELSKI R., KRAJEWSKI P., CISZEK B. *Fascicles of the adult human Achilles tendon - an anatomical study*. Ann Anat., 2009, 191(6): str.586-593.
- [2] ŚMIGIELSKI R. *Management of partial tears of the gastro-soleus complex*. Clinics in Sports Medicine, 2008, 27: str.219-229.
- [3] SHARMA P., MAFFULLI N. *Tendon injury and tendinopathy: healing and repair*. JBJS, 2005, 87: str.187-202.
- [4] ORISHIMO KF., BURSTEIN G., MULLANEY MJ., KREMENIC IJ., NESSE M., McHUGH MP., LEE SJ. *Effect of knee flexion angle on Achilles tendon force and ankle joint plantarflexion moment during passive dorsiflexion*. J Foot Ankle Surg. 2008, 47(1):34-9.
- [5] WAKAHARA T., KANEHISA H., KAWAKAMI Y., FUKUNAGA T. *Fascicle behavior of medial gastrocnemius muscle in extended and exed knee positions*. J Biomech. 2007, 40(10):2291-8. Epub 2006 Nov 30.
- [6] NAIM F., SIMŞEK A., SIPAHOĞLU S., ESEN E., CAKMAK G. *Evaluation of the surgical results of Achil- les tendon ruptures by gait analysis and isokinetic muscle strength measurements*. Acta Orthop, 2005, Traumatol Turc. 39(1):1-6.
- [7] ROSSO C., BUCKLAND D.M., POLZER C., SADOGLI P., SCHUH R., WEISSKOPF L., VAVKEN P., VALDERRABANO V. *Long-term biomechanical outcomes after Achilles tendon ruptures*. Knee Surg Sports Traumatol Ar- throsc. 2015, 23(3):890-8.

# SKOCZNOŚĆ I MOC SŁYSZĄCYCH I NIESŁYSZĄCYCH PIŁKAREK NOŻNYCH

A. SZULC, M. KONKEL, K. BUŚKO

<sup>1</sup>Uniwersytet Kazimierza Wielkiego, Sportowa 2, 85-081 Bydgoszcz, aszul@ukw.edu.pl

<sup>2</sup>Uniwersytet Kazimierza Wielkiego, Sportowa 2, 85-081 Bydgoszcz, wf2010.maria.konkel@gmail.com

<sup>3</sup>Uniwersytet Kazimierza Wielkiego, Sportowa 2, 85-081 Bydgoszcz, krzysztof.busko@ukw.edu.pl

**Słowa kluczowe:** skoczność, moc, osoba niepełnosprawna, piłkarki nożne

## 1. Wstęp

Sport osób z uszkodzeniem słuchu rozwinął się już na przełomie XIX i XX wieku. Z początku były to dyscypliny lekka atletyka oraz piłka nożna. Piłka nożna to sport wymagający znacznego poziomu umiejętności szybkościowo-wytrzymałościowych. Piłkarki nożne podczas meczu, oprócz wyskoków, wykonują również inne ruchy, które wykorzystują cykl rozciąganie-skurcz, np. przyśpieszenia, zmiany kierunku lub nagłe zmiany pozycji [1]. Dlatego skoczność piłkarek może być uznana za jedną z kluczowych cech motorycznych [2].

## 2. Materiał i metody

### 2.1. Materiał

W badaniach udział wzięło 14 niesłyszących i 20 słyszących piłkarek nożnych. Charakterystykę badanych zamieszczono w Tabeli 1. Grupy różniły się istotnie między sobą tylko wiekiem.

**Tab. 1.** Charakterystyka badanych niesłyszących i słyszących piłkarek nożnych (średnia±SD)

	NIESŁYSZĄCE, n= 14	SŁYSZĄCE, n= 20	RÓŻNICA [%]
Wiek [lata]	24,3±4,9	21,1±3,3*	-13,2
Masa ciała [kg]	63,0±8,3	63,5±8,3	0,8
Wysokość ciała [cm]	165,3±5,0	167,2±5,8	1,2

\* - średnie różnią się istotnie względem NIESŁYSZĄCYCH,  $p < 0,05$ .

### 2.2. Metoda

Pomiar mocy kończyn dolnych i wysokości uniesienia środka masy ciała podczas wyskoku z miejsca poprzedzonego zamachem z rękoma na biodrach (acmj – akimbo counter-movement jump), wyskoku z miejsca poprzedzonego zamachem (cmj – counter-movement jump) i wyskoku z nabiegu do ataku (spj – spike jump) odbywał się na platformie dynamometrycznej („jba” z bigniew staniak, polska). Z zarejestrowanej siły reakcji podłoża wyliczono moc maksymalną ( $p_{max}$ ) i maksymalną wysokość uniesienia środka masy ciała ( $h$ ). Zawodniczki wykonywały test składający się z: 3 wyskoków typu acmj z pięciosekundową przerwą między wyskokami, 3 wyskoków typu cmj z pięciosekundową przerwą między wyskokami oraz 3 pojedynczych wyskoków z nabiegu do ataku (spj) przedzielonych jednogminutową przerwą. Celem każdego skoku było – wyskoczyć jak najwyżej.

### 2.2. Opracowanie statystyczne

Do porównania rezultatów między grupami użyto jednoczynnikowej analizy wariancji ANOVA. Istotność różnic między średnimi oceniano post hoc – testem NIR Fischera. W przeprowadzonych analizach statystycznych poziom wartości  $p < 0,05$  przyjęto jako istotny. Wszystkie obliczenia wykonano w programie STATISTICA (v. 12.0, StatSoft, USA).

### 3. Wyniki

Istotne różnice między grupami obserwowano tylko dla mocy rozwijanej w wyskoku SPJ (Tab. 2). Pozostałe parametry wyskoków ACMJ, CMJ i SPJ nie różnicowały badanych grup.

**Tab. 2.** Średnie wartości ( $\pm$ SD) wysokość uniesienia (h) i obniżenia (l) środka masy ciała oraz mocy maksymalnej (Pmax) rozwijanej w wyskoku ACMJ, CMJ i SPJ przez niesłyszące i słyszące piłkarki nożne

	NIESŁYSZĄCE, n= 14	SŁYSZĄCE, n= 20	RÓŻNICA [%]
Pmax ACMJ [W]	1248,1 $\pm$ 251,9	1250,6 $\pm$ 241,5	0,2
Pmax $\cdot$ masa <sup>-1</sup> ACMJ [W $\cdot$ kg <sup>-1</sup> ]	20,0 $\pm$ 4,5	20,0 $\pm$ 4,3	0
hACMJ [m]	0,309 $\pm$ 0,044	0,299 $\pm$ 0,031	-3,2
lACMJ [m]	-0,369 $\pm$ 0,105	-0,326 $\pm$ 0,078	-11,7
Pmax CMJ [W]	1532,6 $\pm$ 275,9	1640,2 $\pm$ 297,2	7,0
Pmax $\cdot$ masa <sup>-1</sup> CMJ [W $\cdot$ kg <sup>-1</sup> ]	24,5 $\pm$ 4,8	26,0 $\pm$ 3,6	6,1
hCMJ [m]	0,354 $\pm$ 0,066	0,344 $\pm$ 0,038	-2,8
lCMJ [m]	-0,367 $\pm$ 0,077	-0,339 $\pm$ 0,044	-7,6
Pmax SPJ [W]	1822,1 $\pm$ 383,2	2351,6 $\pm$ 569,9*	29,1
Pmax $\cdot$ masa <sup>-1</sup> SPJ [W $\cdot$ kg <sup>-1</sup> ]	29,4 $\pm$ 7,9	37,2 $\pm$ 7,8*	26,5
hSPJ [m]	0,372 $\pm$ 0,043	0,393 $\pm$ 0,054	5,7
lSPJ [m]	-0,32 $\pm$ 0,060	-0,279 $\pm$ 0,055	-12,8

\* - średnie różnią się istotnie względem NIESŁYSZĄCYCH, p<0,05.

### 4. Dyskusja

W piśmiennictwie brak jest prac opisujących niesłyszące piłkarki nożne. Dostępne publikacje opisują tylko piłkarki słyszące. W naszej pracy piłkarki nożne słyszące skakały wyżej niż w pracy Struzika i wsp. [3] (0,29 $\pm$ 0,04 m). Wydaje się, że te wyniki są zgodne z danymi z piśmiennictwa. W pracy Wieczorek [4] stwierdzono, że różnice w rozwoju fizycznym i motorycznym dziewcząt głuchych w stosunku do słyszących są mniejsze niż w przypadku analogicznych grup chłopców i maleją wraz z wiekiem [5]. Być może to jest powodem, że w naszej pracy nie stwierdzono istotnych różnic w wyskokach ACMJ, CMJ i SPJ z wyjątkiem mocy rozwijanej w SPJ między słyszącymi i niesłyszącymi piłkarkami. Byłoby to zgodne z poglądami Maszczaka [4], który stwierdził, że głuchota nie determinuje w sposób istotny możliwości rozwoju i sprawności fizycznej.

### 5. Wnioski

1. Słyszące piłkarki nożne skakały na podobną wysokość jak niesłyszące zawodniczki w wyskokach ACMJ, CMJ i SPJ.
2. Istotne różnice między grupami wystąpiły tylko dla mocy rozwijanej w wyskoku SPJ.

**Źródła finansowania:** Praca została wykonana w ramach statutowych projektów badawczych Uniwersytetu Kazimierza Wielkiego w Bydgoszczy (BS/2017/N2).

### PIŚMIENNICTWO

- [1] IMPELLIZZERI F.M., RAMPININI E., CASTAGNA C., MARTINO F., FIORINI S., WISLOFF U. *Effect of plyometric training on sand versus grass on muscle soreness and jumping and sprinting ability in soccer players.* Br. J. Sports Med. 2008 Jan, 42(1): 42-6.
- [2] CASTAGNA C., CASTELLINI E. *Vertical jump performance in Italian male and female national team soccer players.* Journal of Strength and Conditioning Research. 2013, 27(4): 1156-1161.
- [3] STRUZIK A., PIETRASZEWSKI B., BOBER T. *Relationships between H/Q ratio and variables describing CMJ and DJ jumps.* Mitteilungen Klosterneuburg 2016, 66(2): 123-133.
- [4] WIECZOREK M. *Rozwój fizyczny i sprawność fizyczna dzieci głuchych jako pozytywny miernik ich zdrowia fizycznego.* Probl Hig Epidemiol 2011, 92(2): 304-310.
- [5] IWAŃSKA D., MADEJ A., URBANIK CZ. *Comparative analysis of endurance of not hearing and hearing students.* Biomedical Human Kinetics 2013, 5: 51-58.

## ZMIANY WARTOŚCI SIŁY PROSTOWNIKÓW I ZGINACZY STAWU KOLANOWEGO U SIATKARZY W RÓŻNYCH OKRESACH SEZONU STARTOWEGO

M.ŚLIWA<sup>1</sup>, A. CZAPLICKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Filia w Białej Podlaskiej, Katedra Teorii i Praktyki Sportu, ul. Akademicka 2, 21-500 Biała Podlaska, marcin.sliwa@awf-bp.edu.pl

<sup>2</sup> Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Filia w Białej Podlaskiej, Katedra Nauk Przyrodniczych Sportu, ul. Akademicka 2, 21-500 Biała Podlaska, adam.czaplicki@awf-bp.edu.pl

*Słowa kluczowe: piłka siatkowa, momenty sił mięśniowych, staw kolanowy, makrocykl roczny*

### 1. Wstęp

Stan wytrenowania układu ruchu siatkarza i efekty zastosowanych metod treningowych mogą odzwierciedlać zmiany poziomu maksymalnych momentów sił mięśniowych podczas całego makrocyklu treningowego. Do analizy wytrenowania kończyny dolnej najczęściej wykorzystuje się wartości maksymalnego momentu siły mięśni zginających i prostujących staw kolanowy. Właściwe funkcjonowanie tego stawu jest uwarunkowane również odpowiednim rozkładem naprężeń i sił w obu wymienionych grupach mięśniowych [1].

Istotne znaczenie praktyczne przy ocenie siły siatkarzy mają badania laboratoryjne prowadzone w warunkach izokinetycznych lub izometrycznych [2]. Choć pomiary izometryczne mają dłuższą tradycję, to w literaturze przedmiotu dotyczącej siatkarzy częściej spotykamy doniesienia analizujące wartości momentów sił mięśniowych zginaczy i prostowników stawu kolanowego zmierzone przy wykorzystaniu dynamometrów izokinetycznych [3].

Współczesne programy treningowe opracowywane przez trenerów gier zespołowych ukierunkowane są na zbudowanie siły w okresie przygotowawczym i utrzymanie jej poziomu w pozostałej części makrocyklu. Sprawdzanie efektów takich programów wymaga poznania możliwości siłowych w trakcie makrocyklu, czyli w okresie przygotowawczym oraz po zakończeniu pierwszej i drugiej rundy rozgrywek.

Celem niniejszej pracy było zatem określenie zmian siły prostowników i zginaczy stawu kolanowego podczas rocznego makrocyklu treningowego.

### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

Badania przeprowadzono na 13 zawodnikach II ligowego zespołu, który w sezonie objętym programem badań walczył w fazie play-off o awans do I ligi. Pomiarów siły i skoczności dokonano w pięciu różnych okresach rocznego makrocyklu treningowego: przed okresem przygotowawczym  $P_1$  (21.08.2015), na początku rozgrywek  $P_2$  (24.09.2015), pod koniec pierwszej rundy rozgrywek  $P_3$  (03.12.2015), pod koniec drugiej rundy rozgrywek  $P_4$  (08.03.2016) oraz po zakończeniu fazy play-off  $P_5$  (06.05.2016).

#### 2.2. Metody

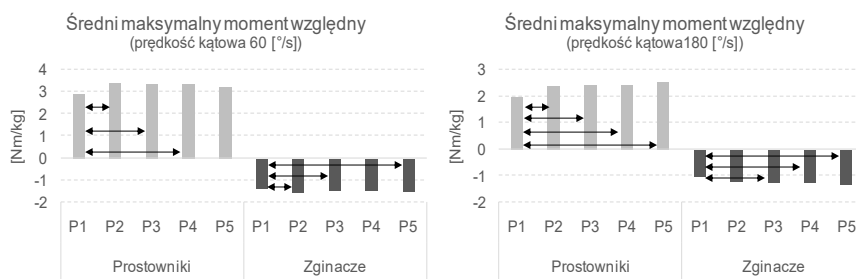
Pomiary momentów sił mięśniowych prostowników i zginaczy stawu kolanowego w warunkach izokinetycznych wykonano na stanowisku Biodex System 4 Pro (Biodex Medical Systems Inc., USA) wykorzystując standardowe protokoły pomiarowe polegające na wykonaniu 5 i 10 powtórzeń prostowania i zginania dominującej kończyny przy prędkości 60°/s i 180°/s (**Ryc.1**).



Ryc.1. Pomiar momentów sił prostowników i zginaczy stawu kolanowego na stanowisko pomiarowym BIODEX System 4 Pro.

### 3. Wyniki

Na rycinie 2 przedstawiono wartości średnich maksymalnych momentów względnych prostowników i zginaczy stawu kolanowego uzyskane w warunkach izokinetycznych przy prędkościach kątowych  $60^\circ/\text{s}$  oraz  $180^\circ/\text{s}$ . Istotne statystycznie różnice dla mniejszej prędkości okazały się pomiędzy  $P_1$  a  $P_2$  ( $p < 0.004$ ),  $P_3$  ( $p < 0.012$ ),  $P_4$  ( $p < 0.01$ ) dla prostowników oraz pomiędzy  $P_1$  a  $P_2$  ( $p < 0.001$ ),  $P_3$  ( $p < 0.038$ ),  $P_5$  ( $p < 0.012$ ) dla zginaczy. W przypadku wyższej prędkości kątowej istotne statystycznie okazały się różnice pomiędzy  $P_1$  a pozostałymi pomiarami ( $p \approx 0.0$ ) dla prostowników oraz pomiędzy  $P_1$  a  $P_3$  ( $p < 0.048$ ),  $P_4$  ( $p < 0.031$ ),  $P_5$  ( $p < 0.001$ ) dla zginaczy.



Ryc. 2. Zmiany średnich wartości maksymalnych momentów względnych prostowników i zginaczy stawu kolanowego przy prędkości kątowej  $60^\circ/\text{s}$  oraz  $180^\circ/\text{s}$ .

### 3. Dyskusja

Trening siłowy w okresie przygotowawczym spowodował istotny statystycznie wzrost momentu siły prostowników stawu kolanowego, a poziom siły tych mięśni nie uległ zmianie do końca rozgrywek. Fakt ten potwierdziły testy przeprowadzone przy obu prędkościach kątowych. Z drugiej strony, trening ten wywołał mniejszy przyrost momentu zginaczy, który dla większej prędkości okazał się istotny statystycznie dopiero przy porównaniu wyników pomiarów  $P_1$  i  $P_3$ .

Pomiary siły siatkarzy pozwoliły na identyfikację efektów treningu siłowego oraz wykazały konieczność indywidualizacji treningu siłowego zawodników w trakcie rocznego makrocyklu.

**Źródła finansowania:** badania zostały sfinansowane z grantu MNiSW „Rozwój Sportu Akademickiego” Nr 0045/RS3/2015/53.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] TRZASKOMA Z. *Maksymalna siła mięśniowa i moc maksymalna kobiet i mężczyzn uprawiających sport wyczynowo*. Studia i monografie, AWF Warszawa, 2003, 94:1-174.
- [2] BOMAĆ B., ÇOLAK T., ÖZBEK A., ÇOLAK S., CINEL Y., YENİĞÜN V. *Isokinetic performance in elite volleyball and basketball players*. Kinesiology, 2008, 40: 182-188.
- [3] ŚLIWA M., SACEWICZ T. *Biomechanical assessment of the strength of volleyball players in different stages of the training macrocycle*. Polish Journal of Sport Tourism, 2015, 22: 148-152.



## ZRÓŻNICOWANIE STRUKTURY CZASOWEJ ATAKU W PIŁCE SIATKOWEJ W ZALEŻNOŚCI OD UWARUNKOWAŃ TAKTYCZNYCH

P. TABOR<sup>1</sup>, A. MAZURKIEWICZ<sup>1</sup>, CZ. URBANIK<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie – piotr.tabor@awf.edu.pl

**Słowa kluczowe:** technika ruchu, atak, piłka siatkowa, kinematografia

### 1. Wstęp

Technika ataku w siatkówce w większości przypadków opisywana była na podstawie pomiarów wykonywanych w warunkach laboratoryjnych lub podczas najprostszego jego rodzajów, z lewego skrzydła boiska [1,2]. Nieliczne prace podejmują próbę analizy różnic w ruchu zawodnika w zależności od linii boiska z której się on odbija [3]. Brakuje natomiast informacji odnoszących opis techniki uzależniony od uwarunkowań taktycznych. Stąd celem pracy było określenie różnic w strukturze czasowej ataku w zależności od kierunku ataku oraz stref boiska, z którego jest wykonywany.

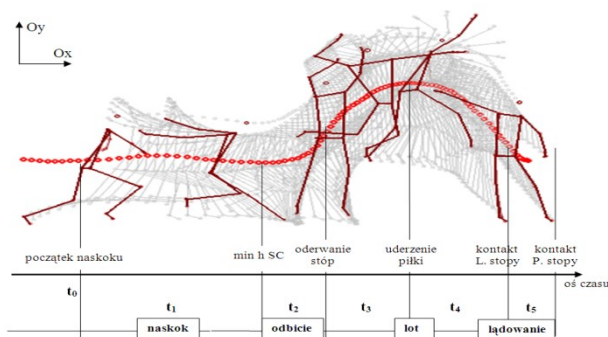
### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

Grupa badanych obejmowała 16 uczniów Szkoły Mistrzostwa Sportowego Polskiego Związku Piłki Siatkowej w Spale o średniej wysokości ciała  $196,1 \pm 7,03$  cm, masie  $86,4 \pm 9,51$  kg w wieku  $17,3 \pm 0,95$  lat i stażu treningowym równym  $6,7 \pm 1,14$  lat. Ponadto zbadano czterech zawodników kadry narodowej Polski pełniących funkcję przyjęcia z atakiem, będących w toku przygotowań do Igrzysk Olimpijskich ( $196,3 \pm 3,51$  cm,  $90 \pm 9,17$  kg,  $24,4 \pm 3,54$  lat,  $12 \pm 2,9$  lat stażu).

#### 2.2. Metoda

Zastosowano metodę kinematograficzną z wykorzystaniem dwóch kamer cyfrowych JVC GR-810 ( $v=60$  Hz, migawka  $1/250$  s, siatka kinematograficzna  $1,5 \times 1,5 \times 2$  m). Kamery ustawione były skośnie do płaszczyzny ruchu, z tyłu badanego. Analizy dokonano w oprogramowaniu APAS.



Ryc. 1. Schemat faz ruchu ataku.

Badani po standardowej rozgrzewce wykonali ataki z różnych stref boiska. Próba przebiegała w następującej kolejności:

- atak z 4 strefy (z pierwszej linii), z lewego skrzydła boiska, z pola ataku, w tzw. kierunku „po prostej” – mijając zastawienie po stronie zewnętrznej – próba A;
- atak z 4 strefy (z pierwszej linii), z lewego skrzydła boiska, z pola ataku, w tzw. kierunku „po skosie” – mijając zastawienie po stronie wewnętrznej – próba B;

- atak z 1 strefy (z drugiej linii), z prawego skrzydła boiska, z pola obrony, zza linii 3m, w tzw. kierunku „po prostej” – mijając zastawienie po stronie zewnętrznej – próba C;
- atak z 1 strefy (z drugiej linii), z prawego skrzydła boiska, z pola obrony, zza linii 3m, w tzw. kierunku „po skosie” – mijając zastawienie po stronie wewnętrznej – próba D.

Badani zawodnicy kadry wykonali ataki odpowiadające próbie A. Analizy ataku dokonano w podziale na 5 faz: naskok ( $t_1$ ), odbicie ( $t_2$ ), lot do chwili uderzenia piłki ( $t_3$ ), lot po uderzeniu piłki ( $t_4$ ), lądowanie ( $t_5$ ). Ponadto określono czas pomiędzy odbiciem prawej i lewej kończyny dolnej ( $t'_2$ ) (Ryc.1.).

Do oceny różnic pomiędzy średnimi opisującymi poszczególne cztery rodzaje ataku zastosowano dwuczynnikową analizę wariancji ANOVA dla układów z powtarzonymi pomiarami. Istotność różnic pomiędzy parami średnich oceniono testem Newmana-Keulusa ( $p \leq 0,05$ ).

### 3. Wyniki

Nie wykazano znaczących różnic w strukturze czasowej ataku w zależności od jego kierunku oraz skrzydła boiska z którego był wykonywany. Jedynie dla próby B (lewe skrzydło, kierunek po skosie) stwierdzono istotne wydłużenie fazy lądowania ( $t_5$ ) oraz znacząco mniej asymetryczne odbicie ( $t'_2$ ). W obu przypadkach odnotowano istotną różnicę w zależności od linii ataku ( $p \leq 0,01$ ) oraz interakcje czynników kierunku oraz linii ataku ( $p \leq 0,05$  dla  $t'_2$  oraz  $p \leq 0,01$  dla  $t_5$ ). Wiązało się to ze zmniejszeniem asymetrii odbicia w próbie B oraz z jej zwiększeniem w próbie D. Przy lądowaniu odnotowano jego wydłużenie w próbie B i skrócenie w próbie D. Wyniki zawodników kadry cechowały się wydłużeniem faz lotu i skróceniem pozostałych w stosunku do młodych siatkarzy. Zarówno odbicie i lądowanie były bardziej symetryczne.

**Tab. 1** Wartości średnie oraz odchylenia standardowe czasu trwania poszczególnych faz ataku (sign „-”, „-” oznacza wystąpienie przed  $t_2$ )

Punkt czasowy	Rodzaj ataku				Kadra (A)
	A	B	C	D	
$t_1$ naskok	0,318 ± 0,036	0,323 ± 0,026	0,305 ± 0,034	0,318 ± 0,039	0,32 ± 0,034
$t'_2$ odbicie	-0,033±0,018 <sup>b</sup>	-0,022 ± 0,015	-0,042±0,017 <sup>b</sup>	-0,05± 0,025 <sup>b</sup>	-0,015 ± 0,01
$t_2$ odbicie	0,244 ± 0,027	0,248 ± 0,023	0,255 ± 0,021	0,255 ± 0,02	0,229 ± 0,013
$t_3$ lot do uderzenia piłki	0,438 ± 0,026	0,429 ± 0,029	0,44 ± 0,029	0,428 ± 0,023	0,451 ± 0,026
$t_4$ lot po uderzeniu piłki	0,37 ± 0,059	0,372 ± 0,069	0,346 ± 0,054	0,339 ± 0,065	0,434 ± 0,096
$t_5$ lądowanie	0,097±0,113 <sup>bb</sup>	0,198 ± 0,123	0,102 ± 0,131 <sup>b</sup>	0,051±0,088 <sup>b</sup>	0,06 ± 0,12

<sup>b</sup> - znamienne różne od próby B,  $p \leq 0,05$ ; <sup>bb</sup> - znamienne różne od próby B,  $p \leq 0,01$ .

### 4. Wnioski

Główne fazy struktury czasowej ataku w piłce siatkowej są elementem stałym ze względu na uwarunkowania taktyczne oraz opanowanym już na wczesnym etapie szkolenia.

Najbardziej kontuzjogenne wydaje się być wykonanie ataku z I linii w kierunku po skosie.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] COLEMAN SGS, BENHAM AS, NORTHCOTT SR. *A three-dimensional cinematographical analysis of the volleyball spike*. J. Sports sciences 1993, 11:295-302.

- [2] WAGNER H., TILLP M., VON DUVILLARD S.P.V., MUELLER E. *Kinematic analysis of volleyball spike jump*. International Journal of Sports Medicine 2009, 30:760-765.
- [3] LIU G.C., HUANG G.C, HUANG C. *Effects of different approach lengths of the last stride on volleyballer run up vertical jumps*. [RED.] BLACKWELL J.R., SANDERS R.H. Materiały pokonferencyjne 19 ISBS 2001: 120-123

## ROZKŁAD PRĘDKOŚCI NA DYSTANSIE A WYNIKI RYWALIZACJI ÓSEMEK WIOŚLARSKICH MISTRZOSTW ŚWIATA BLED 2011

R. URBAŃSKI, W. S. ERDMANN

Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, ul. K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk, werd@awf.gda.pl

*Słowa kluczowe: wioślarstwo, ósemka, prędkość, rozkład*

### 1. Wprowadzenie

Wioślarstwo jest dyscypliną sportu, w której istotą jest współzawodnictwo w wyścigach na wodzie z użyciem łodzi jedno lub wieloosobowych (do ośmiu zawodników/zawodniczek – ryc. 1), przy czym napędem są mięśnie wiosłarzy/wiosłarek. Wioślarz porusza się siedząc tyłem do kierunku płynięcia. Wiosła osadzone są w obejmach (dulkach) odsuniętych od burty poprzez odsadnie. Wyróżnia się łodzie z wiosłami krótkimi, parzystymi (każdy z wiosłarzy posiada dwa wiosła) i z wiosłami długimi (każdy z wiosłarzy trzyma jedno wiosło). Akweny wioślarskie są organizowane na wodach stojących zwłaszcza na jeziorach i zalewach.



Ryc. 1. Osada ósemki wioślarskiej (zawsze ze sternikiem/sterniczką) w chwili zanurzenia piór wiosel w wodzie na zakończenie podjazdu na wózk.

Wiosłowanie charakteryzuje się wkładaniem dużej siły mięśniowej w pociągnięcie wiosłami przez czas od około 5 (ósemki) do około 8 (jedyńki) minut. Jest to więc dyscyplina sportowa siłowo-wytrzymałościowa. To, iż wiosłarze wiosłują siedząc tyłem do kierunku płynięcia pozwala prowadzącej osadzie kontrolowanie przebiegu wyścigu.

### 2. Koncepcja pracy

Rozkład prędkości na dystansie był analizowany w różnych dyscyplinach sportowych (np. w kolarstwie [1], pływaniu [6]). W dostępnym piśmiennictwie spotyka się prace poświęcone rozkładowi prędkości także na dystansie wioślarskim, lecz dotychczasowi autorzy dzielili pokonywany dystans zwykle tylko na 4 części (np. [5]). Z kolei w pracach [3] i [4] przeprowadzono badania rozkładu prędkości młodych wiosłarzy i olimpijczyków stosując podział dystansu na 8 części. Celem niniejszej pracy jest prezentacja dokładnego rozkładu prędkości wioślarskich osad ośmioosobowych jako podejścia taktycznego.

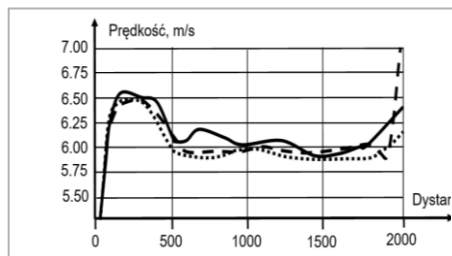
### 3. Materiał i metoda

Badaniu poddano osady ósemek startujących w regatach mistrzostw świata w Bled w roku 2011. Analizowano jeden z biegów półfinałowych (z udziałem osady polskiej) oraz bieg finałowy. Do analizy wykorzystano dane umieszczone na stronach [www.worldrowing.com](http://www.worldrowing.com). Każda ze startujących łodzi posiadała na dziobie odbiornik GPS. W trakcie płynięcia co 50 m były zbierane dane położenia względem startu.

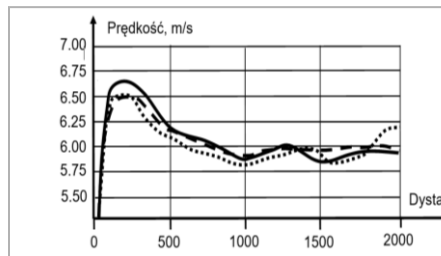
### 4. Wyniki

Na ryc. 2 przedstawiono rozkład prędkości jednego z biegów półfinałowych ósemek. Zwycięska osada Niemiec od początku prowadziła i kontrolowała wyścig.

Osada USA (czwarte miejsce, bez awansu do finału) szybciej niż osada Polski (trzecie miejsce) rozpędziła łódź. Później jednakże Polacy ich wyprzedzili i stopniowo oddalali się od nich. Na uwagę zasługuje mocny finisz osady polskiej, która osiągnęła tuż przed metą prędkość 7 m/s [7].



**Ryc. 2.** Wybrane osady biegu półfinałowego ósemek w Bled (2011); linie: ciągła – Niemcy; kreskowa – Polska; kropkowa – USA.



**Ryc. 3.** Wybrane osady biegu finałowego ósemek w Bled (2011); linie: ciągła – Niemcy; kreskowa – Wielka Brytania; kropkowa – Kanada.

W biegu finałowym zwycięska osada Niemiec uzyskała prowadzenie mając do 1000 m największą prędkość (ryc. 3). Druga na mecie osada Wielkiej Brytanii wiosłowała pierwszą kwartę o około 0,2 m/s wolniej niż Niemcy, natomiast drugą kwartę dystansu z prędkością bliską zwycięzcom, by w ostatniej kwarcie płynąć szybciej niż Niemcy. Z kolei trzecia na mecie osada Kanady również wiosłowała najszybciej pierwszą kwartę, jednakże wolniej od Niemiec i Brytyjczyków. Tak było aż do około 200 m przed metą kiedy to Kanadyjczycy znacząco finiszowali posiadając największą prędkość z medalistów [7].

## 5. Dyskusja

Po przeprowadzeniu badań wielu dyscyplin sportu można było zaprezentować twierdzenie, że rozwijana prędkość na dystansie powinna być od początku znacząca jednakże nie największa. Powinna ona być utrzymywana na podobnym poziomie albo nieznacznie wzrastać w miarę pokonywania dystansu [2]. Tę taktykę przyjęła na przykład dwójka Nowozelandczyków przez około 10 lat niepokonana na torach największych imprez światowych.

## 6. Wniosek

Badana osada Niemiec była bardzo dobrze przygotowana do regat i mogła rozwinąć w pierwszej kwarcie największą prędkość by kontrolować bieg. Jednakże gdyby konkurujące osady były lepiej przygotowane to lepiej taktycznie byłoby płynąć bardziej równomiernie.

### PIŚMIENNICTWO

- [1] FOSTER C., SNYDER A.C., THOMPSON N.N., GREEN M.A., FOLEY M., SCHRAGER M. [1993] *Effect of pacing strategy on cycle time trial performance*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(3):383-388.
- [2] ERDMANN W. S. [2009] *Koncepcja prawa biologicznego rozkładu obciążenia w czynnościach długotrwałych*. Seminarium Naukowe Katedry Nauk Przyrodniczych 2009.02.19, Gdańsk: Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu.
- [3] ERDMANN W. S., URBAŃSKI R. [2001] *Investigation of tactics of Olympic Games Sydney 2000 men rowing crews based on velocity of boats*. W: Blackwell J. R. – ed. *Proceedings, XIX Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports. Works in Progress*. San Francisco: University of San Francisco, s. 6.
- [4] ERDMANN W. S., ASCHENBRENNER P., TOMIAK T. [2001] *Investigation of tactics of rowing crews based on velocity obtained during regatta*. W: Gerber H., Müller R. (red.) *Proceedings, XVI Congress of the International Society of Biomechanics*. Zürich: Eidgenössische Technische Hochschule, s. 53.
- [5] KLESHNEV V. [2001] *Racing strategy in rowing during Sydney Olympic Games*. *Australian Rowing*, Carine, WA. 24(1), April 2001, s. 20-23.
- [6] LIPIŃSKA P. [2015] *Strategia tempa w dyscyplinach sportowych o cyklicznym charakterze ruchów ze szczególnym uwzględnieniem pływania*. Gdańsk: Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu.

## Streszczenia

- [7] URBĄSKI R. [2017] *Rozkład prędkości na dystansie a wyniki rywalizacji wieloosobowych osad wioślarskich*. Dysertacja doktorska. Gdańsk: Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, Wydz. Wych. Fiz.

## PŁYWANIE PODWODNYMI RUCHAMI DELFINOWYMI – PRZYCZYNY I KONSEKWENCJE NADMIERNEGO ZGIĘCIA W STAWACH KOLANOWYCH

Ł. WĄDRZYK<sup>1</sup>, L. NOSIADEK<sup>2</sup>, R. STASZKIEWICZ<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, Al. Jana Pawła II 78, 31-571 Kraków, wadrzyk504@gmail.com

<sup>2</sup>Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, Al. Jana Pawła II 78, 31-571 Kraków, wanosiad@cyf-kr.edu.pl

<sup>3</sup>Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, Al. Jana Pawła II 78, 31-371 Kraków, robert.staszkiwicz@gmail.com

**Słowa kluczowe:** biomechanika, pływanie, podwodne ruchy delfinowe, kończyna dolna

### 1. Wstęp

Określanie wzorowej techniki pływania ma swoje podstawy w prawach fizyki. Do sił hamujących działających na obiekt poruszający się w wodzie zalicza się opór czołowy, falowy oraz tarcie [1]. Największy udział w wartości oporu całkowitego mają opory pierwszego i drugiego rodzaju [2]. Można je znacząco zmniejszyć poprzez pływanie pod powierzchnią wody, np. z użyciem delfinowych ruchów kończyn dolnych [3]. Zgodnie z przepisami, zawodnik może pokonać pod powierzchnią wody 60% dystansu na basenie 25-metrowym oraz 30% na basenie 50-metrowym [4]. Dlatego w pracy trenerskiej poświęca się dużo czasu na naukę oraz doskonalenie pływania z użyciem podwodnych ruchów delfinowych kończyn dolnych [2]. Z uwagi na to, iż pływanie jest sportem wczesnej specjalizacji, a proces uzyskiwania maksymalnych wyników zajmuje niekiedy ponad 10 lat [5], nauczanie właściwej techniki pływania pod wodą powinno odbywać się już na wczesnych etapach rozwoju kariery sportowej zawodnika.

Celem niniejszych badań było scharakteryzowanie techniki pływania podwodnymi ruchami delfinowymi kończyn dolnych wśród młodych pływaków ze szczególnym uwzględnieniem ruchów w stawach kolanowych.

### 2. Materiał i metody

Badania przeprowadzono na terenie Zespołu Krytych Pływalni przy Akademii Wychowania Fizycznego w Krakowie. Badaniami zostało objętych 35 młodych pływaków (15 dziewcząt, 20 chłopców), trenujących pływanie w wymiarze 8 godzin tygodniowo w Szkole Mistrzostwa Sportowego w Krakowie. Informacje na temat badanych zostały zawarte w tabeli 1.

**Tab. 1** Charakterystyka badanej grupy

	$\bar{x} \pm$ SD
Wiek [lata]	11,5 ± 1
Wysokość ciała [m]	1,57 ± 0,09
Masa ciała [kg]	46,2 ± 9
Długość ciała z ramionami w górze [m]	2,14 ± 0,13
Najlepszy wynik na 50m stylem dowolnym [s]	34,5 ± 2,39
Staż treningowy [lata]	2,5 ± 1

Przed rejestracją w wodzie, na ciele każdego z badanych oznaczono charakterystyczne punkty anatomiczne. Po oznaczeniu punktów, przystąpiono do rejestracji filmowej badanych w trakcie pływania z użyciem podwodnych ruchów delfinowych kończyn dolnych. Rejestracji dokonywano aparatem fotograficznym Casio Exilim EX-FH25 z częstotliwością 120 kl/s.

W analizie materiału filmowego wykorzystano program komputerowy SkillSpector umożliwiający uzyskanie danych kinematycznych z przebiegu ruchu pływaków. Do analizy wybrano 8-segmentowy model ciała człowieka opracowany przez twórców oprogramowania.

Dane liczbowe z programu SkillSpector wyeksportowano do programu Microsoft Excel. W trakcie analizy statystycznej poszukiwano związków korelacyjnych ( $r$ -Pearsona) pomiędzy poziomą prędkością pływania ( $v_{COM}$ ) a częstotliwością ruchów ( $f$ ), obszernością ruchów ( $A$ ), iloczynem  $A \cdot f$  oraz zakresami ruchu w wybranych stawach. Szukano również związku pomiędzy zgięciem w stawach kolanowych (KF) a zgięciem i wyprostem w stawach biodrowych (odpowiednio HF i HE) oraz zgięciem i wyprostem w stawach skokowych (analogicznie AF i AE).

### 3. Wyniki

Wykazano statystycznie istotną dodatnią korelację pomiędzy  $v_{COM}$  a:  $f$  ( $r=0,465$ ) oraz AE ( $r=0,428$ ), jednak wskaźnikiem o największym związku z  $v_{COM}$  okazał się  $A \cdot f$  ( $r=0,719$ ). W toku analiz statystycznych, stwierdzono również zależność pomiędzy  $v_{COM}$  a KF ( $r=-0,534$ ) i AF ( $r=-0,627$ ). Analiza korelacyjna nie pozwoliła na ustalenie związku pomiędzy  $v_{COM}$  oraz A, HF i HE.

Druga część analizy umożliwiła określenie statystycznie istotnej dodatniej zależności pomiędzy KF a: AF ( $r=0,671$ ), AE ( $r=0,385$ ), HF ( $r=0,477$ ) oraz A ( $0,570$ ). KF oraz  $f$  wykazały silną zależność wyrażoną współczynnikiem korelacji o wartości  $r=0,765$ . Nie wykazano związku pomiędzy KF oraz HE.

### 4. Dyskusja

Duże zgięcie w stawach kolanowych oraz skokowych wpływa ujemnie na prędkość pływania podwodnymi ruchami delfinowymi. Spośród dwóch wymienionych wskaźników, zgięcie w stawach kolanowych jest bardziej widoczne i wizualnie łatwiejsze do oszacowania, dlatego też może ono służyć wstępnej ocenie skuteczności ruchów delfinowych.

W pływaniu pod wodą z użyciem ruchów delfinowych istotny jest tzw. „rytm”, czyli taki sposób przemieszczania się, w którym pływak pokonuje dystans z optymalną częstotliwością oraz obszernością ruchów. W sytuacji nadmiernego zgięcia w stawach kolanowych wspomniany rytm jest zaburzony, przez co zawodnik nie jest w stanie płynąć szybko. Można zatem przyjąć, że pomiar zgięcia kolanowego, oprócz swej prostoty względem innych pomiarów, stanowi także miarodajną ocenę skuteczności pływania delfinowymi ruchami.

Wyniki badań wskazują, że bezwzględna wartość zakresu ruchu w stawach skokowych, nie decyduje o skuteczności wykonania ruchów delfinowych. Istotne jest, jaką część owego zakresu stanowią ruchy zginania podszwowego oraz grzbietowego stopy. Analiza ruchu omawianej części ciała dowiodła, że powinien się on cechować dużą wartością wyprostów oraz małą wartością zgięć. Ograniczony ruch wyprostów w stawach skokowych może przyczyniać się do opisanego wcześniej nadmiernego zgięcia w stawach kolanowych [2, 6]. Z uwagi na współwystępowanie ruchów w stawach kolanowych oraz skokowych i biodrowych, niemożliwa jest analiza ruchomości jednego z wymienionych połączeń stawowych w odseparowaniu od pozostałych. Świadczą o tym wyniki badań własnych oraz dane z literatury [7]. Analizując technikę ruchów delfinowych, warto zatem przyjrzeć się przebiegowi całego ruchu kończyn dolnych. Wydaje się być prawdopodobnym, że spostrzeżone błędy w jednym elemencie techniki mają swoją przyczynę w innych, niewidocznych na pierwszy rzut oka, detalach. Praktyczne wnioski z wiedzy tego rodzaju mogą pozwolić na osiągnięcie lepszych wyników na zawodach pływackich.



## PIŚMIENNICTWO

- [1] Vorontsov A., Rumyantsev V. *Resistive Forces in Swimming*. W: Zatsiorsky W.M. (ed.), *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*. MOC, 2000, 184 – 204.
- [2] Maglischo E. *Swimming Fastest*. Human Kinetics, USA 2003.
- [3] Lytle A., Blanksby B. *Techniques for Starts and Turns*. W: Riewald S., Rodeo S. (ed.), *Science of Swimming Faster (97-122)*, USA 2015.
- [4] Colwin C., *Breakthrough Swimming*. Human Kinetics, USA 2002.
- [5] Płatonow W. *Trening wyczynowy w pływaniu. Struktura i programy*. COS Warszawa, 1997: 13-45.
- [6] Willems T.-i wsp. *The effect of ankle muscle strength and flexibility on dolphin kick performance in competitive swimmers*. *Hum Mov Sci* 2014, 36, 167-176.
- [7] Prins J. *Swimming Stroke Mechanics: A Biomechanical Viewpoint on the Role of the Hips and Trunk in Swimming*. *Journal of Swimming Research* 2007, Vol. 17: 39-44.

## ZASTOSOWANIE DYNAMICAL ASYMMETRY FUNCTION DO LOKALIZACJI OBSZARÓW O NAJWIĘKSZEJ ASYMETRII W RUCHACH CZŁOWIEKA

S. WINIARSKI<sup>1</sup>, K. ALEKSANDROWICZ<sup>2</sup>, A. RUTKOWSKA-KUCHARSKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Al. I.J. Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław, [slawomir.winiarski@awf.wroc.pl](mailto:slawomir.winiarski@awf.wroc.pl)

<sup>2</sup> Katedra Fizjoterapii, Akademia Medyczna im. Piastów Śl. we Wrocławiu

**Słowa kluczowe:** funkcja asymetrii, współczynnik asymetrii, lokomocja, endoprotezoplastyka

### 1. Wstęp

Indeks asymetrii jest wiarygodnym narzędziem oceny patologii w chodzie [1]. Niestety, formuła zaproponowana przez Robinsona i wsp. [2] ma ograniczenia czego efektem jest to, że wielkość obliczonych różnic pomiędzy stroną prawą i lewą jest porównywalna z ich wartością średnią. Formuła ta nie może mieć także zastosowania dla małych zmiennych chodu zwłaszcza gdy suma wartości prawej i lewej jest bliska zero. W celu stworzenia tzw. dynamicznej funkcji asymetrii (*DAF*) w pracy, proponuje się nową formułę, opartą na wzgl. wskaźniku proporcji (*relative ratio index*) [3–5]. Celem pracy jest sprawdzenie czy *DAF* lokalizuje obszary największej asymetrii w całym cyklu chodu.

### 2. Materiał i metody

W eksperymencie wzięło udział 11 zdrowych mężczyzn (normal) i 12 mężczyzn po jednostronnej alloplastyce stawu biodrowego (uTHR). Ocena biomechaniczna obejmowała pomiary czasowo-przestrzennych zmiennych chodu oraz dynamicznego zakresu ruchu w głównych stawach kończyny dolnej za pomocą systemu BTS Smart-E. Opracowano odmianę indeksu asymetrii, dedykowanego dla charakterystyk czasowych. Dynamiczna funkcja asymetrii (*DAF*) jest funkcją czasu i wyraża procentową różnicę między zmiennymi zarejestrowanymi dla prawej  $X_p(t)$  i lewej  $X_L(t)$  strony w stosunku do sumy zakresu ich zmian (R.1). Szybkość zmian w *DAF* (*DAF Rate*) jest pochodną funkcji *DAF* po czasie, zgodnie ze wzorem R.2.

$$DAF(t) = 2 \cdot \frac{x_R(t) - x_L(t)}{Range(x_R(t)) + Range(x_L(t))} \cdot 100\% \quad (1) \quad DAF\ Rate(t) = \frac{d}{dt} DAF(t) \quad (2)$$

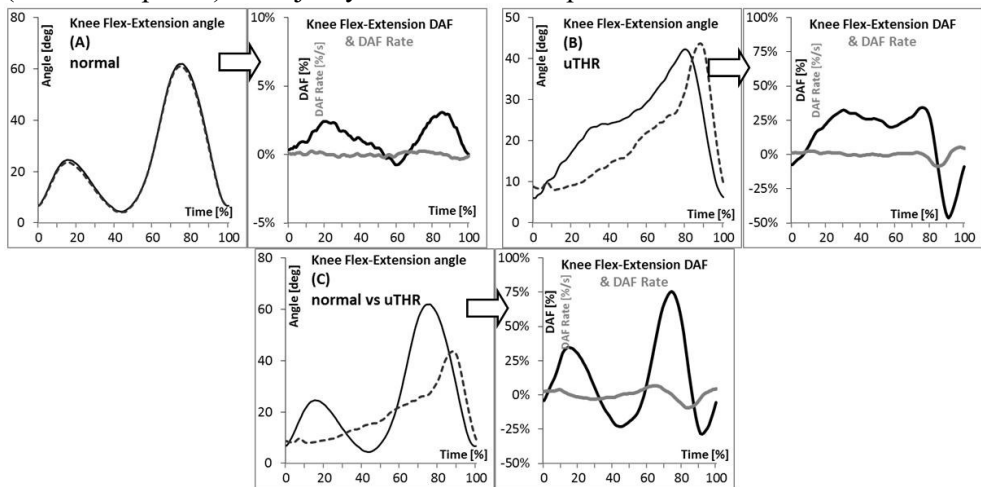
Normalizację charakterystyk kątowych dla kończyny prawej i lewej względem czasu trwania cyklu przeprowadzono numerycznie poprzez dekompozycję szeregów czasowych (wykrywanie trendów) przy użyciu wielomianu interpolacji Lagrange'a jako funkcji użytkownika [6]. Szybkość zmiany *DAF* (*DAF Rate*) obliczono numerycznie stosując równanie R.2.

### 3. Wyniki

Na Ryc. 1 przedstawiono wyniki obliczenia *DAF* i *DAF Rate* dla kąta zginania-prostowania w st. kolanowym w trzech przypadkach. Przypadek 1 (Ryc.1A): u osób zdrowych, największa wartość asymetrii (3.1%) przypadła na fazę wymachu (81 % czas trw. cyklu - %ctc). Na początku fazy pojedynczego podparcia (20 %ctc) asymetria wyniosła ok. 2.4%. Przypadek 2 (Ryc.1B): u pacjentów po THR, największa wartość asymetrii (34.4%) wystąpiła podczas zginania st. kolanowego na początku fazy wymachu (75 %ctc) oraz -46,5% podczas prostowania na końcu fazy wymachu (w 90 %ctc). Asymetria zginania ponad 10% występowała przy tym przez całą fazę zginania. Przypadek 3 (Ryc.1C): porównując kończynę operowaną w grupie THR do kończyny prawej grupy normal, zauważono największe różnice 34.6% w fazie odpowiadającej

pojedynczemu podparciu (15 %ctc) oraz różnice aż 75.5% w fazie odpowiadającej środkowemu wymachowi (75 %ctc) a wynikające z braku u pacjentów pełnego wyprostowania stawu kolanowego.

Obszarom największej asymetrii odpowiadały obszary największej dynamiki zmian (wzrostu / spadku) funkcji asymetrii zmierzone przez *DAF Rate*.



**Ryc. 1** Kąt zginania prostowania stawu kolanowego oraz odpowiadająca mu funkcja *DAF* (linia ciemna) i *DAF Rate* (linia jasna) dla różnic między: (A) stroną prawą (linia ciągła) i lewą (linia przerywana) u osób zdrowych, (B) stroną nieoperowaną (linia ciągła) a operowaną (linia przerywana) u pacjentów uTHR oraz (C) kończyną prawą u osób zdrowych (linia ciągła) a kończyną operowaną u pacjentów uTHR (linia przerywana).

### 3. Dyskusja i podsumowanie

Zaproponowana w pracy dynamiczna funkcja asymetrii (*DAF*) okazała się dobrym narzędziem służącym do zlokalizowania regionów największej asymetrii w cyklu chodu u zdrowych mężczyzn i u pacjentów po jednostronnej endoprotezoplastyce stawu biodrowego. Funkcje *DAF* i *DAF Rate* są funkcjami czasu i wymagają charakterystyk kątowych znormalizowanych – prawej i lewej kończyny dolnej o jednakowym czasie trwania. Funkcja *DAF* jest szczególnie dedykowana zmiennym zależnym od czasu i dobrze współgra ze wskaźnikiem zaproponowanym przez Nigga [7] dla fazy podparcia w chodzie. Funkcja *DAF Rate* szczegółowo opisuje szybkość zmiany funkcji *DAF*. Na przykład *DAF Rate* zbliżony do 0 wskazuje na regiony stabilności w *DAF*, wartość dodatnia / ujemna - wskazuje na tempo, w jakim asymetria wzrasta lub maleje.

**Źródła finansowania:** Środki statutowe, grant nr 53/0203/S.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] S. WINIARSKI, „ARE THERE ASYMMETRY INDICES RELIABLE INDICATOR OF GAIT PERFORMANCE?”, *GAIT POSTURE*, T. 30, ss. S143–S144, LIS. 2009.
- [2] R. O. ROBINSON, W. HERZOG, I. B. M. NIGG, „USE OF FORCE PLATFORM VARIABLES TO QUANTIFY THE EFFECTS OF CHIROPRACTIC MANIPULATION ON GAIT SYMMETRY.”, *J. MANIPULATIVE PHYSIOL. THER.*, T. 10, NR 4, SS. 172–6, SIE. 1987.
- [3] G. VAGENAS I B. HOSHIZAKI, „A MULTIVARIABLE ANALYSIS OF LOWER-EXTREMITY KINEMATIC ASYMMETRY IN RUNNING”, *INT. J. SPORT BIOMECH.*, T. 8, SS. 11–29, 1992.
- [4] R. O. ANDRES I S. K. STIMMEL, „PROSTHETIC ALIGNMENT EFFECTS ON GAIT SYMMETRY: A CASE STUDY”, *CLIN. BIOMECH.*, T. 5, NR 2, SS. 88–96, 1990.
- [5] S. WINIARSKI, K. DUBIEL-WUCHOWICZ, I A. RUTKOWSKA-KUCHARSKA, „SYMMETRY OF SUPPORT SCULL AND VERTICAL POSITION STABILITY IN SYNCHRONIZED SWIMMING”, *ACTA BIOENG. BIOMECH.*, T. 15, NR 1, SS. 113–122, 2013.
- [6] S. WINIARSKI, „WSKAŹNIK JAKOŚCI RUCHU W OCENIE PROCESU REHABILITACJI”, W MAT. KONFERENCJI SYMPOZJUM BIOMECHANIKI SPORTU I REHABILITACJI, WARSZAWA, 17-18.09.2015., 2015.
- [7] S. NIGG, J. VIENNEAU, C. MAURER, I B. M. NIGG, „DEVELOPMENT OF A SYMMETRY INDEX USING DISCRETE VARIABLES”, *GAIT POSTURE*, T. 38, NR 1, SS. 115–119, 2013.

8 GRUDZIEŃ 2017

## Sesja III

- 
- 14<sup>30</sup> M. Błażkiewicz**  
Zastosowanie wybranych parametrów dynamiki nieliniowej w biomechanice. AWF Warszawa
- 
- 15<sup>00</sup> P. Chróstowski, P. Tabor, Cz. Urbanik**  
Kinematyczne i dynamiczne porównanie ruchu człowieka i robota humanoidalnego ASIMO. AWF Warszawa
- 
- 15<sup>15</sup> J. Gajewski, K. Buśko, M. Górski, A. Pastuszka, Z. Staniak**  
Szacowanie mocy maksymalnej rozwijanej podczas wyskoku pionowego na podstawie przebiegu sygnału przyspieszenia. AWF Warszawa
- 
- 15<sup>30</sup> Z. Staniak, K. Buśko, M. Górski, A. Pastuszka**  
Indywidualne charakterystyki akcelerometryczne ruchu obręczy biodrowej w pływaniu stylem klasycznym. Instytut Sportu Warszawa
- 
- 15<sup>45</sup> A. Bieniek, A. Szczygiół, M. Chrzan, P. Wodarski, M. Morys, M. Gzik, B. Bacik, G. Juras, R. Michnik, K. Paszek**  
Analiza porównawcza kinematyki wypadu szermierczego dla różnych typów broni. AWF Katowice
- 
- 16<sup>00</sup> P. Szyszka, J. Sacharczuk, A. Czaplicki, J. Jszczuk**  
Zależności pomiędzy wartościami maksymalnych momentów sił mięśniowych a wynikami ćwiczeń ukierunkowanych w podnoszeniu ciężaru. AWF Biała Podlaska
-

## ZASTOSOWANIE WYBRANYCH PARAMETRÓW DYNAMIKI NIELINIOWEJ W BIOMECHANICE

M. BŁAŻKIEWICZ<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Marymoncka 34, e-mail: michalinablazkiewicz@gmail.com

*Słowa kluczowe: entropia, fraktale, współczynnik Lapunowa*

### 1. Wstęp

Terminem chaos deterministyczny określa się nieprzewidywalną, nieregularną i pozornie przypadkową ewolucję nieliniowych układów dynamicznych. Podstawową cechą nieregularności układu chaotycznego jest to, że układ nawet w przybliżeniu nie powtarza swoich wcześniejszych, a w szczególności początkowych zachowań. Teoria chaosu i geometria fraktalna umożliwiają dotarcie do prawdziwej złożoności przyrody. Chaos wykrywalny jest w reakcjach chemicznych, zmianach pogody a nawet w układach biologicznych, gdzie zachowania chaotyczne mogą sygnalizować stany patologiczne [1]. Fraktale i chaos są używane do modelowania dynamiki tkanki serca oraz sekwencji nukleotydów w DNA co daje możliwość przewidywania ich zachowań i leczenia ewentualnych chorób. Dlatego też celem niniejszej pracy jest przedstawienie możliwości zastosowania entropii, fraktali i współczynnika Lapunowa do oceny złożoności systemu kontroli postawy.

### 2. Materiał i metody

Do badania i opisu zachowań chaotycznych w układach fizycznych służy wiele pojęć i konstrukcji matematycznych. Poniżej zostały wymienione i skrótowo opisane najważniejsze z nich, takie jak: entropia, wymiar fraktalny i współczynnik Lapunowa [2].

#### 2.1. Współczynnik entropii

Współczynnik entropii próbkowej - SampEn( $m$ ,  $r$ ,  $N$ ) stosuje się do oceny regularności sygnałów fizjologicznych przedstawionych w postaci szeregów czasowych. Entropia oblicza prawdopodobieństwo, że sekwencja  $m$  punktów, powtarzających się w granicach tolerancji  $r$ , również powtarza się dla  $m + 1$  punktów. Mniejsze wartości entropii są związane z większą regularnością sygnału. Zdrowe organizmy zazwyczaj charakteryzują się nieregularnym i złożonym typem sygnału CoP, podczas gdy choroba lub starzenie się są związane z większą regularnością i mniejszą złożonością sygnału [2].

#### 2.2. Współczynnik Lapunowa

Jednym z podstawowych narzędzi służących do identyfikacji chaosu deterministycznego jest największy wykładnik Lapunowa ( $\lambda_{\max}$ ). Mierzy on wrażliwość układu dynamicznego na zmianę warunków początkowych [1]. Istnienie dodatniego największego wykładnika Lapunowa bardzo często jest uznawane za warunek konieczny i wystarczający obecności chaosu w układzie. Idea wykorzystania wykładnika Lapunowa do identyfikacji chaosu w układzie dynamicznym opiera się na założeniu, że jeśli średnia odległość między dwoma punktami rośnie w tempie wykładniczym, wówczas układ jest wrażliwy na zmianę warunków początkowych, a wartość największego wykładnika Lapunowa jest większa od zera.

#### 2.3. Wymiar fraktalny

Wymiar fraktalny niesie w sobie bardzo ciekawą informację - pokazuje w jakim stopniu obiekt wypełnia przestrzeń, w której jest osadzony.

### 3. Wyniki

Przedstawione w literaturze [2, 3] miary oceny złożoności systemu kontroli postawy, przy użyciu parametru CoP pozwalają podzielić je na dwie kategorie: miary opisowe i miary strategii. Wymiar fraktalny, entropia oraz współczynnik Lapunowa to miary strategii posturalnych. Ewentualne różnice w wymiarze fraktalnym i entropii pomiędzy badaniami np. przed i po terapii pozwalają ujawnić strategię odpowiednio bardziej lub mniej złożone czy automatyczne. Zakres CoP nie mieści się w kategorii miar strategii posturalnych, lecz jest miarą jakości wykonania zadania równoważnego, podobnie jak średnia prędkość i częstotliwość wychyleń. W biomechanice, entropia służy do opisu nieregularności sygnału CoP, który połączony jest z ilością poświęconej uwagi w regulację pozycji stojącej, a co za tym idzie automatyzmowi tej regulacji.

Wykazano [2], że mniejsza entropia jest przejawem przesunięcia uwagi do zadania równoważnego oraz spadku automatyczności regulacji równowagi. W zgodzie z powyższym twierdzeniem, Roerdink et al. [3] wykazał, że fluktuacje CoP były bardziej regularne dla zadania stania w porównaniu z siedzeniem, co objawiło się niskimi wartościami entropii. W niektórych pracach [4] zdarzała się interpretacja wyższej entropii jako zwiększonej "automatyczności kontroli posturalnej", tak jak w przypadku porównania grupy tancerzy zawodowych z grupą osób nie tańczących. Natomiast, w odniesieniu do wymiaru fraktalnego, jego większe wartości mogą świadczyć o wyższej złożoności mechanizmów uczestniczących w regulacji równowagi oraz o większych zdolnościach adaptacyjnych układu równowagi.

Podsumowując, umiejętne wykorzystanie tych nowych miar stabilności ciała może pozwolić na udoskonalenie metod diagnostyki deficytów równowagi powstałych w wyniku starzenia i chorób oraz na bardziej wszechstronną i dokładną ocenę postępów rehabilitacji oraz poprawy równowagi u sportowców.

**Źródła finansowania:** NCN, grant numer 2011/01/D/N27/05296.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] BAKER G., GOLLUB J. *Wstęp do dynamiki układów chaotycznych*. PWN, Warszawa, 1998.
- [2] DONKER S., ROERDINK M., GREVEN A., BEEK P. *Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control*. *Exp Brain Res*, 2007, 181:1–11.
- [3] ROERDINK M., HLAVACKOVA P., VUILLERME N. *Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: a comparison between sitting and standing postures*. *Human Movement Science*, 2011, 30(2):203-12.
- [4] STINS J., MICHIELSEN M., ROERDINK M., BEEK P. *Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition*. *Gait & Posture*, 2009, 30:106-109.

# KINEMATYCZNE I DYNAMICZNE PORÓWNANIE RUCHU CZŁOWIEKA I ROBOTA HUMANOIDALNEGO ASIMO

P.CHRÓSTOWSKI<sup>1</sup>, P.TABOR<sup>1</sup>, CZ. URBANIK<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Akademia Wychowania Fizycznego w Warszawie, ul. Marymoncka 34, p.j.chrostowski@gmail.com

*Słowa kluczowe: chód, bieg, Asimo, robot*

## 1. Wstęp

Ruch człowieka jest czynnością złożoną pod względem biomechanicznym [1,2,3,4,5]. Mimo to istnieją roboty, które naśladowują zarówno chód jak i bieg ludzki. Dopiero od niedawna jednak ruch humanoidów stał się na tyle zaawansowany, że porównywanie sposobu poruszania się tych robotów i człowieka może być sensowne i uzasadnione merytorycznie [6]. Prawdopodobnie również z tego powodu w literaturze nie znaleziono wielu publikacji dotyczących tego tematu.

Niniejsza praca zawiera analizę podobieństw i różnic jakie występują między ruchem robota ASIMO, który uważany jest za jednego z najbardziej zaawansowanych robotów humanoidalnych, a chodem i biegiem człowieka. Celem pracy było wskazanie jak różnią się parametry lokomocji takie jak długość, okres i częstotliwość kroku, a także jakie różnice, a jakie podobieństwa istnieją między przebiegami sił reakcji podłoża podczas ruchu człowieka i robota Asimo. Porównana została także struktura czasowa pojedynczego kroku.

Ruch każdego badanego został przeanalizowany dla trzech prędkości: chodu: 2,7 km/h (prędkość chodu robota Asimo), biegu 6 km/h (prędkość biegu robota Asimo) oraz biegu 9 km/h.

## 2. Materiał i metody

### 2.1. Materiał

Grupę badaną stanowiło 6 studentów Akademii Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie: 3 kobiety i 3 mężczyzn. Średnia wysokość ciała badanych wyniosła  $173 \pm 10$  cm, masa ciała  $66,5 \pm 14,8$  kg. Wszyscy badani mieli już wcześniej do czynienia z bieżnią, co pozwoliło wyeliminować nienaturalność ruchu związaną z przystosowaniem do biegu w nowych warunkach.

### 2.2. Metody

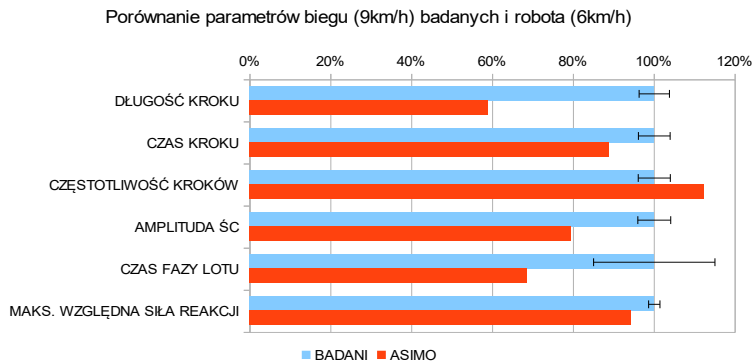
Aparatura pomiarowa zastosowana do badań kinematyki ruchu składała się z dwóch kamer firmy Basler, o rozdzielczości 646x486 pikseli i częstotliwości nagrywania 210 klatek na sekundę. Za pomocą programu StremPix 6 firmy Norpix obrazy z obu kamer zsynchronizowano w czasie i na komputerze otrzymywano jednocześnie nagrania z obu źródeł. Tak otrzymane obrazy poddano obróbce w systemie APAS, dzięki czemu otrzymano przebiegi oscylacji środka ciężkości w osi pionowej.

Pomiary sił reakcji przeprowadzono dzięki bieżni tensometrycznej firmy AMTI i dostarczonemu przez nią oprogramowaniu. Następnie uzyskane wyniki przeniesiono do arkusza kalkulacyjnego Microsoft Excel i poddano obróbce, dzięki czemu uzyskano przebiegi sił reakcji w funkcji czasu. Częstotliwość pomiarów bieżni ustawiono na 500Hz.

## 3. Wyniki

### 3.1. Parametry kroku

Rycina na kolejnej stronie przedstawia poglądowe zestawienie parametrów biegu robota i badanych:

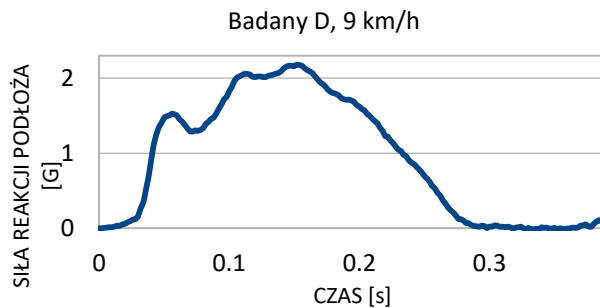


Ryc. 1. Porównanie parametrów biegu (6 km/h) robota względem badanych (9km/h).

Na słupkach badanych oznaczone zostały odchylenia standardowe, szczegółowe wyniki w każdej kategorii opisane zostały we właściwej pracy.

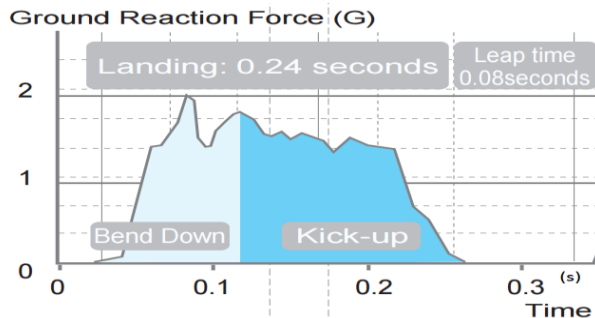
### 3.2. Wykresy przebiegów siły reakcji podłoża

Poniżej przedstawiono wykres zależności reakcji podłoża (w jednostkach ciężaru ciała) w czasie dla jednego z badanych.



Ryc. 2. Przykładowy przebieg reakcji podłoża dla badanego D przy prędkości 9 km/h.

Wykres ten można porównać z podobnym dostępnym na stronie producenta robota Asimo – firmy Honda [7]:



Ryc. 3. Deklarowany przez firmę Honda wykres reakcji podłoża Asimo podczas biegu.



#### 4. Dyskusja

Zarówno podczas chodu jak i biegu robot stawia krótsze kroki z większą częstotliwością. Jednak jeżeli długość kroku odnieść do wysokości ciała okazuje się, że to humanoid wykonuje proporcjonalnie dłuższe kroki.

Struktura czasowa kroku biegowego, czyli długość fazy podporu i fazy lotu robota przypomina bardziej ruch człowieka przy prędkości 9 km/h niż przy prędkości równej prędkości biegu robota (6 km/h). Zwłaszcza procentowy udział fazy lotu w całym kroku jest tutaj najbardziej zbliżony, jednak Asimo ma wciąż proporcjonalnie nieco krótszą od człowieka fazę lotu. Przyczyn takiej sytuacji można upatrywać w tym, że podczas braku kontaktu z podłożem robotowi trudniej jest wysterować ruch. [8]

Robot uzyskuje wyższe wartości względnej siły reakcji podłoża niż badani dla prędkości 6 km/h i niższe niż badani przy prędkości 9 km/h. Zauważyć można też różnicę w przebiegu wykresu siły reakcji podłoża w funkcji czasu. Maksimum dla robota występuje w fazie kontaktu z podłożem, a faza amortyzacji jest znacznie mniej wyraźna. U badanych maksymalny nacisk na bieżnię występował w fazie odbicia.

Ruch robota, zwłaszcza podczas chodu, uznać można za mniej ekonomiczny ze względu na znacznie większe pionowe oscylacje środka ciężkości. W biegu różnice te zmniejszają się, jednak humanoid nadal wykazuje większe względne oscylacje pionowe środka ciężkości.

Ruch robota jest bardziej powtarzalny pod względem sił reakcji podłoża niż ruch badanych, u których często występowała też asymetria wykresu w zależności od tego czy podporową kroku była lewa czy prawa kończyna.

#### PIŚMIENICTWO

- [1] PERRY J.(1992): Gait analysis normal and pathological function, *Flack Incorporated*
- [2] DEGA W., SENGER A. (1996): Ortopedia i rehabilitacja, *Wydawnictwo Lekarskie PZWL*, Warszawa
- [3] BOBER T., ZAWADZKI J. (2006): Biomechanika układu ruchu człowieka, *AWF Wrocław*
- [4] STASZKIEWICZ R., RUCHLEWICZ T., LASKA J., NOSIADEK L. (2007): Pionowe i boczne przemieszczenia środka ciężkości podczas chodu z naturalną częstotliwością kroków, *Wybrane zagadnienia biomechaniki ruchu człowieka pod redakcją Czesława Urbanika*, *AWF Warszawa*
- [5] ŻAK E. (2009): Fazy chodu i aktywność mięśniowa, *Physiotherapy & Medicine*, [www.pandm.org](http://www.pandm.org)
- [6] KOWALCZUK Z., CZUBENKO M. (2015): Przegląd robotów humanoidalnych, *Pomiary Automatyka Robotyka*, nr 4/2015, (s.33–42)
- [7] <http://asimo.honda.com/downloads/pdf/asimo-technical-information.pdf>
- [8] SIEMIĄTKOWSKA B. (2011): Nawigacja robotów mobilnych, *publikacja w ramach projektu rozwojowego Politechniki Warszawskiej*, Warszawa

## SZACOWANIE MOCY MAKSYMALNEJ ROZWIJANEJ PODCZAS WYSKOKU PIONOWEGO NA PODSTAWIE PRZEBIEGU SYGNAŁU PRZYSPIESZENIA

J. GAJEWSKI<sup>1</sup>, K. BUŚKO<sup>2</sup>, M. GÓRSKI<sup>3</sup>, A. PASTUSZAK<sup>4</sup>, Z. STANIAK<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, [jan.gajewski@awf.edu.pl](mailto:jan.gajewski@awf.edu.pl)

<sup>2</sup>Instytut Sportu – Państwowy Instytut Badawczy, [krzysztof.busko@insp.waw.pl](mailto:krzysztof.busko@insp.waw.pl),

<sup>3</sup>Instytut Sportu – Państwowy Instytut Badawczy, [michal.gorski@insp.waw.pl](mailto:michal.gorski@insp.waw.pl),

<sup>4</sup>Instytut Sportu – Państwowy Instytut Badawczy, [anna.pastuszak@insp.waw.pl](mailto:anna.pastuszak@insp.waw.pl),

<sup>5</sup>Instytut Sportu – Państwowy Instytut Badawczy, [zbigniew.staniak@insp.waw.pl](mailto:zbigniew.staniak@insp.waw.pl).

**Słowa kluczowe:** akcelerometria, alometria, regresja wieloraka, wyskok pionowy

### 1. Wstęp

Obliczenie mocy maksymalnej rozwijanej podczas wyskoku pionowego odbywa się na podstawie przebiegu składowej pionowej siły reakcji podłoża. Wykorzystanie tej metody wymaga jednak zastosowania platformy dynamometrycznej sprzężonej z komputerem. Moc maksymalna zdefiniowana jest jako maksymalna wartość iloczynu składowych pionowych siły reakcji i prędkości środka masy. W warunkach polowych metody tej nie można bezpośrednio zastosować. Próby zastąpienia sygnału z platformy sygnałem z przyspieszeniomierza umieszczonego na ciele skaczącego nie przyniosły zadowalających rezultatów. Okazuje się jednak, że z sygnału z przyspieszeniomierza stosunkowo łatwo można uzyskać wartości czasu lotu i maksymalnego przeciążenia. Celem pracy było wykazanie możliwości wykorzystania tych dwóch wielkości do oszacowania wartości mocy maksymalnej.

### 2. Materiał i metody

W badaniach łącznie udział wzięło 260 młodych kobiet uprawiających różne dyscypliny sportu. Ich wiek, wysokość ciała i masa ciała wyniosły odpowiednio  $17,45 \pm 2,40$  lat,  $172,8 \pm 8,9$  cm i  $66,7 \pm 9,6$  kg. Każda z nich wykonała na platformie dynamometrycznej (JBA Zb. Staniak, Polska) po trzy wyskoki CMJ (countermovement jump). Dla każdej z badanych do analizy wybrano ten wyskok, w którym uzyskała największą wysokość. Wysokość wyskoku (H), moc maksymalną (Pmax) oraz maksymalne przeciążenia (amax) określono na podstawie przebiegu składowej pionowej siły reakcji podłoża. Na podstawie badań Staniaka [1] przyjęto, że maksymalne przeciążenie określone na podstawie siły reakcji i zmierzone za pomocą akcelerometru przyjmują tę samą wartość. Za pomocą procedury regresji wielorakiej dla zlogarytmowanych danych uzyskano model allometryczny (wzory 1 i 2), w którym zmienną zależną była Pmax, a zmiennymi objaśniającymi H, amax oraz masa ciała (m):

$$\ln P_{max} = A \ln(m) + B \ln(amax) + C \ln(H) + D, \quad (1)$$

co odpowiada zależności:

$$P_{max} = d \cdot m^A \cdot amax^B \cdot H^C, \quad (2)$$

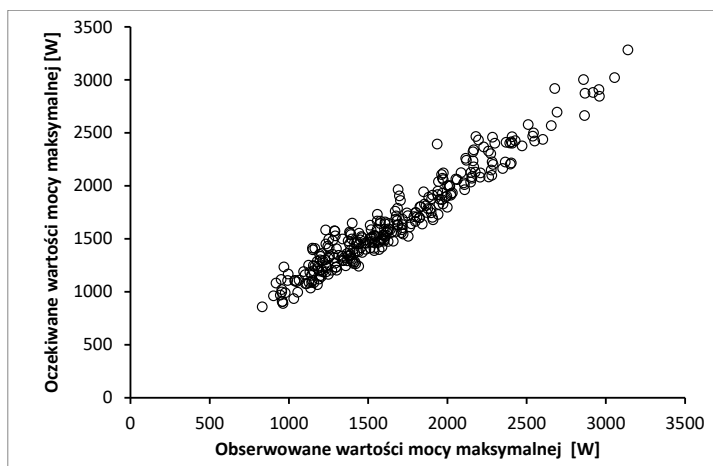
gdzie: A, B, C, D są współczynnikami regresji, a  $d = \exp(D)$ .

### 3. Wyniki

W wyniku przeprowadzenia procedury regresji krokowej wstecznej w modelu znalazły się wszystkie zmienne niezależne. Wartość  $R^2$  określająca procent wyjaśnianej przez model zmienności logarytmu Pmax wyniosła 0,927. Wartości współczynników regresji zamieszczono w tabeli 1. Na rycinie 1 przedstawiono korelogram pokazujący zależność oczekiwanych i obserwowanych wartości mocy maksymalnej.

Tab. 1. Wyniki regresji wielorakiej: wartości  $\beta$  oraz współczynników regresji i ich istotności

	$\beta$	Współczynniki regresji	t(287)	p
Wyraz wolny		2,070	14,18	<0,001
Log przeciężenia	0,5052	0,6951	29,13	<0,001
Log wysokości wyskoku	0,4320	0,7379	24,93	<0,001
Log masy	0,5470	1,0358	34,22	<0,001



Ryc. 1. Zależność oczekiwanych wartości mocy maksymalnej podczas wyskoku pionowego z miejsca (CMJ) (uzyskanych z modelu regresyjnego) i wartości obserwowanych uzyskanych z przebiegu składowej pionowej siły reakcji podłoża.

#### 4. Podsumowanie

Przedstawiony uproszczony sposób szacowania mocy maksymalnej rozwijanej podczas wyskoku pionowego okazuje się znacznie dokładniejszy niż wynikający z uwzględniającego jedynie wysokość wyskoku i masę ciała modelu Canavana i Vescovi [2]. Zarówno wyznaczenie wysokości wyskoku z czasu lotu, jak i wartości maksymalnego przyspieszenia nie stanowią większego problemu. Możliwy do wykonania wydaje się więc prosty układ pomiarowy składający się z przyspieszoniomierza, czy wręcz telefonu komórkowego wyposażonego w przyspieszoniomierz i posiadającego możliwość zaprogramowania odpowiedniej aplikacji.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] STANIAK Z. *Dane nieopublikowane*, 2017.
- [2] CANAVAN, P. K., VESCOVI, J. D. *Evaluation of power prediction equations: peak vertical jumping power in women. Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2004, 36(9), 1589-1593.

## INDYWIDUALNE CHARAKTERYSTYKI AKCELEROMETRYCZNE RUCHU OBRĘCZY BIODROWEJ W PŁYWANIU STYLEM KLASYCZNYM

Z. STANIAK<sup>1</sup>., K. BUŚKO<sup>2</sup>, M. GÓRSKI<sup>3</sup>, A. PASTUSZAK<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Instytut Sportu - PIB, 01-982 Warszawa ul. Trylogii 2/16, [zbigniew.staniak@insp.waw.pl](mailto:zbigniew.staniak@insp.waw.pl)

<sup>2</sup>Instytut Sportu - PIB, 01-982 Warszawa ul. Trylogii 2/16, [krzysztof.busko@insp.waw.pl](mailto:krzysztof.busko@insp.waw.pl)

<sup>3</sup>Instytut Sportu - PIB, 01-982 Warszawa ul. Trylogii 2/16, [michal.gorski@insp.waw.pl](mailto:michal.gorski@insp.waw.pl)

<sup>4</sup>Instytut Sportu - PIB, 01-982 Warszawa ul. Trylogii 2/16, [anna.pastuszak@insp.waw.pl](mailto:anna.pastuszak@insp.waw.pl)

**Słowa kluczowe:** pływanie, styl klasyczny, przyspieszenie, prędkość, charakterystyka.

### 1. Wstęp

Zmierzono i wyznaczono akcelerometryczną charakterystykę [1] ruchu obręczy biodrowej wysoko kwalifikowanych pływaków płci męskiej. Kształt przebiegów zmian prędkości ruchu postępowego obręczy biodrowej zależy od indywidualnej techniki ruchu zawodnika [2]. Wartości liczbowe i czas wystąpienia charakterystycznych punktów przebiegu zmian prędkości opisują ilościowo indywidualną technikę ruchu w zakresie dynamiki i koordynacji wykonania kolejnych fragmentów cyklu pływania [1] i [2].

### 2. Materiał i metody

Wykonano pomiary przebiegów zmian trójosiowych przyspieszeń i trójosiowych prędkości kątowych rotacji obręczy biodrowej 7 zawodników preferujących klasyczny styl pływania (wiek  $21,96 \pm 2,13$ , wysokość ciała  $185,43 \pm 3,95$ , masa ciała  $78,99 \pm 2,65$ , rekord życiowy na dystansie 50 m  $29,39 \pm 1,59$  s, rekord życiowy na dystansie 100 m  $64,15 \pm 3,18$  s). Pomiary wykonano w różnych mikrocyklach treningowych. Zadaniem zawodników było pokonanie 25 m lub 50 m basenu klasycznym stylem pływania z intensywnością wysiłku możliwie bliską maksymalnej.

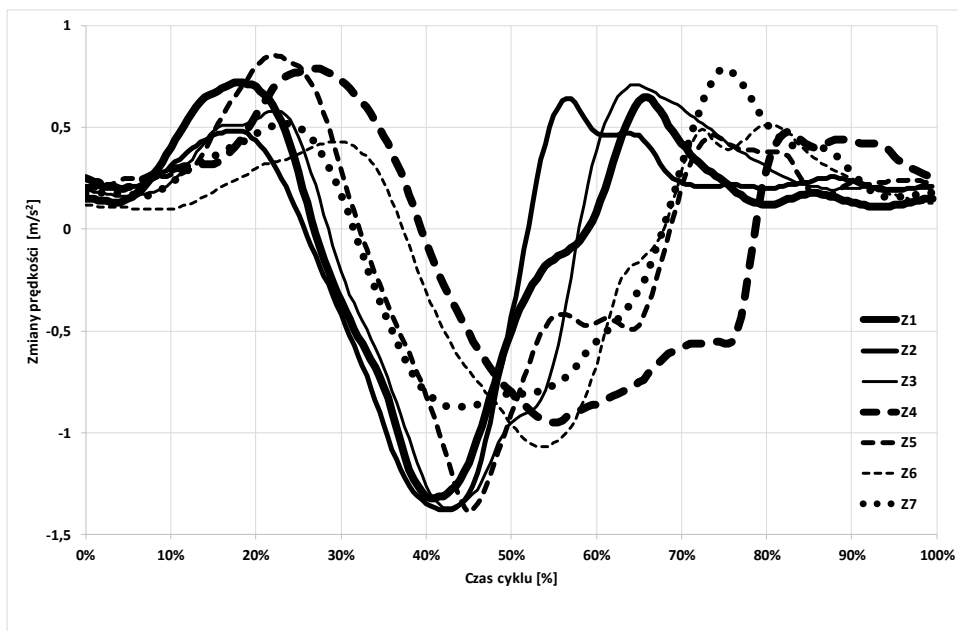
Wyników pomiarów opracowano autorskim oprogramowaniem STA1v0 generujące charakterystykę akcelerometryczną ruchu obręczy biodrowej pływaka. Wartości liczbowe charakterystyki analizowano programem STATISTICA (v. 12.0, StatSoft, USA).

### 3. Wyniki badań

**Tab. 1** Średnie wartości wybranych wielkości zmian prędkości ruchu postępowego obręczy biodrowej. **Tmp** - tempo, **Vx** – zmiany prędkości, **wms** – wartość międzyszczytowa, **R** - aktywność ramion, **N** – aktywność nóg, **T** – czas trwania fragmentu, **vn**- fragment narastania prędkości, **vh** – fragment hamowania prędkości.

Zawodnik	Tmp [c/min]	srVx [m/s]	wmsVxR [m/s]	wmsVxN [m/s]	T.vnR [%]	T.vhRN [%]	T.vnN [%]	T.vhSzyb [%]
Z1	50,2	1,34	2,08	2,11	15,0	23,1	24,6	37,3
Z2	52,9	1,39	1,88	2,07	14,2	24,8	14,8	46,2
Z3	51,6	1,41	2,00	2,16	17,6	20,3	21,7	40,3
Z4	51,3	0,96	1,77	1,47	22,9	28,2	28,4	20,5
Z5	54,8	1,46	2,34	2,00	21,4	22,7	27,9	27,9
Z6	51,4	1,08	1,52	1,65	22,7	24,0	20,8	32,4
Z7	51,7	0,89	1,43	1,78	19,7	19,7	31,5	29,1
Z1÷Z7	51,99	1,22	1,86	1,89	19,07	23,26	24,24	33,39
sd	1,47	0,24	0,32	0,26	3,56	2,86	5,64	8,59

Numery kolejne zawodników są zgodne z kolejnością rekordów życiowych zawodnika uzyskanym na dystansie 50 m ustawionych od najszybszego do najwolniejszego.



Ryc. 1 Średnie przebiegi zmian prędkości ruchu postępowego obręczy biodrowej pływaków w funkcji znormalizowanego czasu trwania cyklu. Z1...Z7 – symbole zawodników.

#### 4. Dyskusja

W badanej grupie najlepsze rekordy życiowe na dystansie 50 m mieli zawodnicy, którzy najwcześniej uzyskują lokalne maksimum prędkości związane z czasem trwania aktywności napędowej kończyn górnych (T.vnR) i wcześniej uzyskują lokalne maksimum prędkości związane z czasem trwania aktywności napędowej kończyn dolnych (T.vnN). Skracanie tych fragmentów cyklu pływania korzystnie [2] wydłuża fragment cyklu związany z szybowaniem (T.vhSzyb) w którym pływak porusza się z prędkością większą od prędkości średniej w cyklu. Synchroniczna analiza charakterystyki i zapisu wideo wskazuje, że przyczyną wydłużania czasu trwania fragmentu (T.vnN) są błędy koordynacji ruchowej związanej z opadaniem tułowia, odwodzeniem podudzia i stopy przed efektywnym wyprostem nóg.

Analiza charakterystyki zmian prędkości ruchu postępowego obręczy biodrowej pływaka ułatwia lokalizację i doskonalenie mało skutecznych fragmentów cyklu pływania.

**Źródła finansowania:** Projekt badawczy nr 2016.047/40/BP/DSW finansowany ze środków budżetowych MSiT.

#### PIŚMIENICTWO

- [1] Staniak, Z., Buško, K., Górski, M., Pastuszak, A. (2016). *Accelerometer Profile of Motion of the Pelvic Girdle in Breaststroke Swimming*. Journal of Human Kinetics, 52/2016, 147-156.
- [2] Leblanc H, Seifert L, Tourny-Chollet C, Chollet D. *Intra-cyclic Distance per Stroke Phase, Velocity Fluctuations and Acceleration Time Ratio of a Breaststroker's Hip: A Comparison between Elite and Nonelite Swimmers at Different Race Paces*. Int. J. Sports Med, 2007; 28: 140-147.

## ANALIZA PORÓWNAWCZA KINEMATYKI WYPADU SZERMIERCZEGO DLA RÓŻNYCH TYPÓW BRONI

A. BIENIEK<sup>1</sup>, A. SZCZYGIOL<sup>2</sup>, M. CHRZAN<sup>1</sup>, P. WODARSKI<sup>1</sup>, M. MORYS<sup>2</sup>, M. GZIK<sup>1</sup>, B. BACIK<sup>2</sup>,  
G. JURAS<sup>2</sup>, R. MICHNIK<sup>1</sup>, K. PASZEK<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej Politechnika Śląska, ul. Roosevelta 40  
41-800 Zabrze, andrzej.bieniek@polsl.pl

<sup>2</sup>Katedra Motoryczności Człowieka, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach, ul.  
Mikołowska 72A, 40-065 Katowice

*Słowa kluczowe: biomechanika, szermierka*

### 1. Wstęp

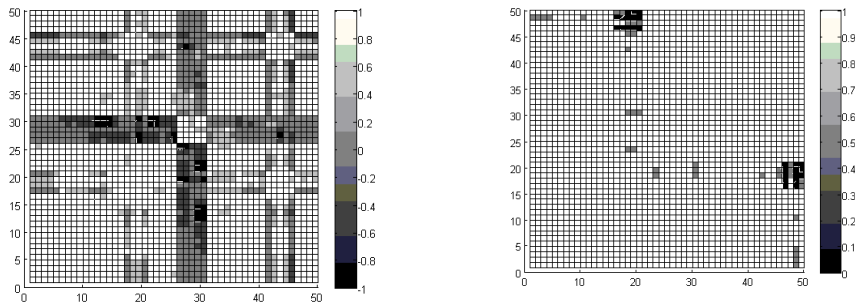
Ze względu na swoją biomechanikę oraz skuteczność wypad szermierczy jest najczęściej stosowaną ofensywną akcją szermierczą. Jego przebieg można podzielić na kilka etapów: rozpoczyna się on ruchem kończyny górnej uzbrojonej, następnie w celu nadania prędkości następuje gwałtowny wyprost nogi zakroczonej, któremu zwykle towarzyszy wyprost kolana kończyny dolnej wykroczonej [1]. Niniejsza praca ma na celu zbadanie istnienia różnic w biomechanice wypadu pomiędzy różnymi typami broni.

### 2. Materiał i metody

W badaniu uczestniczyło 10 szermierzy, 6 reprezentujących szablę i 4 reprezentujących szpadę wszyscy zawodnicy mieli doświadczenie w uczestniczeniu w zawodach na poziomie międzynarodowym. System pomiarowy stanowił inercyjny kombinezon MVNBiomech a protokół badania obejmował pięciokrotne wykonanie wypadu w trzech sytuacjach taktycznych: wypad jako ruch izolowany oraz poprzedzony odpowiednio krokiem w przód oraz w tył i dwóch warunkach rozpoczęcia: w reakcji na bodziec prosty jakim był krok w przód przeciwnika oraz na własne tempo.

### 3. Wyniki

W ramach pracy zanalizowano współczynniki korelacji pomiędzy poszczególnymi przebiegami wybranych kątów w stawach dla każdej pary pomiarów przeprowadzonych w danej sytuacji taktycznej oraz danym warunkowi rozpoczęcia czynności motorycznej. Uzyskane wyniki przedstawiono w postaci macierzy korelacji i zanalizowano jakościowo. W celu zwiększenia czytelności macierze przekształcono poprzez ujednoczenie wartości wyświetlanych: dla silnych korelacji (odpowiednio większych niż 0,5 i niższych niż -0,5) ustalono odpowiednio wartość 1 i -1, dla słabych korelacji (odpowiednio wyższych niż 0,3 i niższych niż -0,3) ustalono odpowiednio 0,5 i -0,5, natomiast dla braku korelacji wartość 0. Przykładowe macierze korelacji przedstawiono poniżej (**Ryc. 1**)



Ryc. 1 Przykładowe macierze korelacji.

#### 4. Dyskusja

W ramach pracy sprawdzono powtarzalność ruchów zarówno pomiędzy dwiema dyscyplinami sportów szermierczych jak i pomiędzy poszczególnymi zawodnikami w tej samej dyscyplinie. Na podstawie analizy jakościowej uzyskanych macierzy korelacji można stwierdzić, że występują wysokie korelacje zarówno pomiędzy zawodnikami tej samej dyscypliny jak i zawodnikami różnych dyscyplin. Występujące korelacje ujemne lub braki korelacji występują dla pojedynczych zawodników, dla których ruch w danym stawie różni się od reszty grupy. Ciekawą cechą jest to, że korelacje pomiędzy poszczególnymi pomiarami dla tej samej osoby wykazują wysokie korelacje, co świadczy o wysokiej powtarzalności wykonywania wypadu dla pojedynczego zawodnika. Problem wymaga jednak dalszych badań i dogłębnej analizy.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] STEWART, S., KOPETKA, B. *THE KINEMATIC DETERMINANTS OF SPEED IN THE FENCING LUNGE*. PORTS SCIENCE, 2005, 2.

## ZALEŻNOŚĆ POMIĘDZY WARTOŚCIAMI MAKSYMALNYCH MOMENTÓW SIŁ MIĘŚNIOWYCH A WYNIKAMI ĆWICZEŃ UKIERUNKOWANYCH W PODNOSZENIU CIĘŻARÓW

P. SZYSZKA<sup>1</sup>, J. SACHARUK<sup>1</sup>, A. CZAPLICKI<sup>2</sup>, J. JASZCZUK<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Filia w Białej Podlaskiej, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu, Katedra Teorii i Praktyki Sportu, e-mail: paulina.szyszka@awf-bp.edu.pl, jaroslaw.sacharuk@awf-bp.edu.pl,

<sup>2</sup> Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Filia w Białej Podlaskiej, Wydział Wychowania Fizycznego i Sportu, Katedra Nauk Przyrodniczych, e-mail: adam.czaplicki@awf-bp.edu.pl, janusz.jaszczuk@awf-bp.edu.pl.

**Słowa kluczowe:** momenty sił mięśniowych, podnoszenie ciężarów, ćwiczenia ukierunkowane

### 1. Wstęp

Diagnostyka możliwości siłowych zawodników w podnoszeniu ciężarów jest jednym ze sposobów prowadzenia procesu kontroli stosowanych obciążeń treningowych. Pełna ocena możliwości siłowych powinna uwzględniać próby specjalistyczne i ogólne, a istotnym dla praktyki trenerskiej jest wskazanie zależności pomiędzy powyższymi próbami [1,2]. Celem pracy była zatem ocena poziomu możliwości siłowych zawodników podnoszenia ciężarów w rocznym cyklu treningowym oraz próba określenia zależności pomiędzy wynikami prób laboratoryjnych a rezultatami w ćwiczeniach ukierunkowanych stosowanymi w treningu podnoszenia ciężarów.

### 2. Materiał i metody

#### 2.1. Materiał

Materiał badań stanowiły wyniki testów laboratoryjnych w postaci maksymalnych momentów sił mięśniowych w statyce oraz prób maksymalnych możliwości siłowych w testach specjalistycznych prowadzonych w grupie 16 zawodników (wiek  $20 \pm 3,67$  lat) podnoszenie ciężarów w rocznym cyklu treningowym. W tabeli 1 zamieszczono wartości masy ciała badanych zawodników w badanym okresie.

**Tab. 1** Średnia masa ciała badanej grupy zawodników w cyklu rocznym

	Pomiar 1 Marzec 2016	Pomiar 2 Czerwiec 2016	Pomiar 3 Wrzesień 2016	Pomiar 4 Marzec 2017
Średnia [kg]	73,4	74,3	75,8	77,3
SD [kg]	18,9	18,9	17,9	20,2

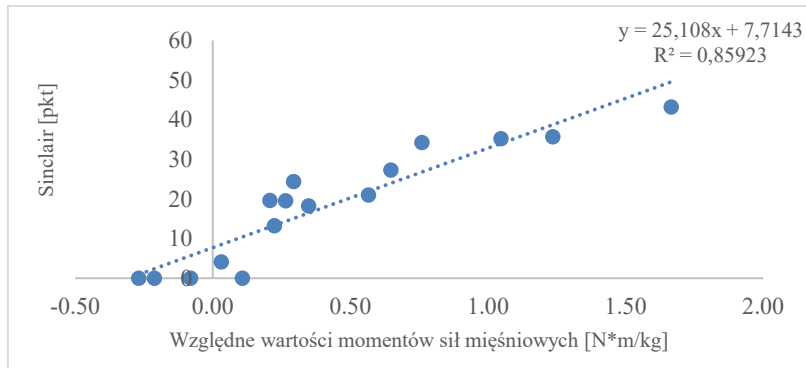
W celu wyeliminowania wpływu masy ciała w badanej grupie zawodników na zmiany rezultatów w testach specjalistycznych, wyniki tych testów przeliczono na wartości punktowe w skali Sinclaira.

### 3. Wyniki

Największe różnice w rocznym cyklu treningowym we względnych wartościach momentów sił mięśniowych stwierdzono dla zespołu prostowników tułowia ( $3,59 \text{ N} \cdot \text{m}/\text{kg}$ ) oraz zginaczy stawu łokciowego ( $0,52 \text{ N} \cdot \text{m}/\text{kg}$ ) i zginaczy stawu kolanowego ( $0,62 \text{ N} \cdot \text{m}/\text{kg}$ ). Największe przyrosty w próbach specjalistycznych w punktacji Sinclaira zaobserwowano w przysiadach ze sztangą na klatce piersiowej (20,93 pkt.) oraz w przysiadach ze sztangą na barkach (20,74 pkt). Przeprowadzona analiza wyników pozwoliła na określenie istotnych statystycznie zależności między



uzyskiwanymi przyrostami względnych momentów sił mięśniowych a przyrostami względnych wartości obciążeń w próbach ukierunkowanych. Najistotniejsze korelacje stwierdzono dla zmian wartości względnych maksymalnych momentów sił prostowników stawu kolanowego i zmian wyników w zarzucie od kolan na siad (Ryc. 1).



Ryc. 1 Zależność zmian wartości momentów sił mięśniowych prostowników stawu kolanowego i zmian punktów Sinclaira w próbie zarzutu od kolan na siad.

#### 4. Wnioski

Zastosowane obciążenia treningowe w badanym okresie miały istotny wpływ na wzrost możliwości siłowych zawodników, które również wpłynęły na przyrost wyników w testach ukierunkowanych w podnoszeniu ciężarów. Zastosowane środki treningowe spowodowały największe wzmocnienie prostowników tułowia oraz zginaczy stawu kolanowego i łokciowego. Wyniki badań wskazują również na potrzebę uzupełnienia planu treningowego o ćwiczenia wzmacniające pozostałe grupy mięśniowe.

**Źródła finansowania:** Badania zawodników objętych programem ACSS przeprowadzono w ramach grantu MNiSW Nr 0045/RS3/2015/53.

#### PIŚMIENNICTWO

- [1] Szyszka P. i wsp. (2016): Relationship between muscle torque and performance in special and specific exercises in young weightlifters, *Polish Journal of Sport and Tourism*, 23(3), 127-132.
- [2] Sacharuk J. i wsp. (2011): Differentiation of the moments of muscle forces of weightlifting athletes KS AZS-AWF Biała Podlaska, w: *Weightlifting, fitness for all sports: benefits of olympic weightlifting for strength and conditioning*, Bratislava, 87 – 95.