

Symposium Biomechaniki Sportu i Rehabilitacji

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego
w Warszawie

5-6 GRUDNIA 2019



STRESZCZENIA

Warszawa

KOMITET NAUKOWY

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

KOMITET ORGANIZACYJNY

Przewodniczący: Czesław Urbanik
Elżbieta Gromulska
Dagmara Iwańska
Anna Mazurkiewicz
Piotr Tabor
Elżbieta Olszewska
Aneta Popieluch

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 w Warszawie

Katedra Nauk Biomedycznych
ul. Marymoncka 34
00-968 Warszawa, Polska
tel. 22 834 27 13
mail: sympozjumbsir2019@gmail.com

Redaktor techniczny: Dagmara Iwańska

projekt okładki: Małgorzata Mazurkiewicz

SPIS TREŚCI

R. Będziński, M. Ratajczak, T. Klekiel, M. Ptak Biomechanika struktur czaszkowo-mózgowych w kontekście obciążeń dynamicznych	7
P. Zalewska, S. Piszczatowski, J. Skubich, T. Guszczyn, A. Góralczyk Ocena niestabilności stawu kolanowego w warunkach dynamicznych u osób z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim tki	9
W. Winiarski, A. Rutkowska-Kucharska, M. Kowal Wykorzystanie funkcji symetrii do lokomocji obszarów asymetrii w sile reakcji podłoża podczas chodu osób po TFA	11
R. Maroński Czy optymalna prędkość biegu lekkoatletycznego jest stała?	15
W. Chwała, W. Mirek, A. Klimek Schematy obciążeń stóp, kinematyka pracy kończyn dolnych i miednicy podczas biegania w różnych typach obuwia sportowego.	17
T. Klekiel, M. Ratajczak, R. Będziński Symulacja uszkodzeń stopy w trakcie biegu	20
J. Iskra, K. Przednowek Strategia biegu na 400m przez płotki mężczyzn – w poszukiwaniu parametrów czasowych	22
A. Bartoszek, S. Winiarski, B. Pietraszewski, M. Woźniewski Mechanika stawu kolanowego w lokomocji człowieka – chodu naturalnego i Nordic Walking	24
W. Forczek, A. Masłoń, B. Frączek, A. Suder, M. Curyło, M. Salamaga, Y. Ivanenko Strategia chodu kobiet w okresie ciąży – badania longitudinalne	26
A. Oltra Pastor Biomechanical innovation aimed at improving people quality of life. IBV'S Experience	28
P. Aschenbrenner Pół wieku (1969-2019) aktywności zawodowej profesora Włodzimierza Stefana Erdmanna	33
Z. Bańkosz, S. Winiarski Kinematyka uderzeń topspinowych w tenisie stołowym – międzypliciowe zróżnicowanie parametrów kinematycznych	36
A. Błaszczyk, A. Fryzowicz, M. B. Ogurkowska Elektromiograficzna ocena fenomenu zgięcia – relaksacji w kontekście parametrów geometrycznych kręgosłupa u pracowników fizycznych przemysłu motoryzacyjnego.	38
D. Danczewicz-Nosko, W.S. Erdmann Zawody łyżwiarstwa szybkiego (long track) Pucharu Świata Tomaszów mazowiecki 2018: analiza wstępna	40
W.S. Erdmann Wybrane opinie biomechaniczne dla instytucji prawniczych w obszarze kultury fizycznej.	42
W.S. Erdmann, D. Danczewicz-Nosko Podstawy biomechaniki łyżwiarstwa szybkiego (long track): kompendium	45

D. Iwańska, T. Ćwil, P. Tabor, A. Mastalerz, Cz. Urbanik Preaktywacja mięśni podczas pomiaru czasu reakcji i czasu motorycznego	47
S. Łubiński, A. Struzik Ustawienie stóp w fazie odbicia a uniesienie ogólnego środka masy przy rzucie z wysokości	50
A. Mazurkiewicz, P. Tabor, Cz. Urbanik Biomechaniczne determinanty kąta rotacji ciała wokół osi długiej w łyżwiarskim ćwiczeniu rotacyjnym. Badania pilotażowe	53
E. Polak, R. Ślugaj, A. Gardzińska Ocena wpływu przebywania w symulatorze na stabilność posturalną pilotów	55
M. Staniszewski Wpływ zmian obciążenia zewnętrznego na biomechaniczne składowe wysokości pionowego	58
M. Staniszewski, A. Mastalerz Biomechaniczne składowe wskakiwania i zeskakiwania ze schodów	60
M. Staniszewski, P. Zybko Wpływ czterotygodniowego rejsu żeglarskiego na zaburzenia równowagi ciała	62
M. Syrek, U. Zdanowicz, R. Śmigieński, M. Staniszewski Charakterystyka parametrów biomechanicznych wysokości pionowego na platformie dynamometrycznej u osób po całkowitej trójpięczkowej rekonstrukcji ścięgna Achillesa.	64
A. Szpała, M. Mirus Test dwóch wag jako biomechaniczna ocena zrównoważenia pionowej postawy ciała w płaszczyźnie czołowej studentów kierunku wychowanie fizyczne	66
P. Szyszka, A. Czaplicki, T. Sacewicz Kąt ustawiania tułowia w poszczególnych technikach przysiadu ze sztangą przy zastosowaniu różnego obuwia	68
R. Urbański, W. S. Erdmann, P. Aschenbrenner Badania rozkładu prędkości oraz wysiłku organizmu na podstawie zużycia tlenu podczas biegu studentów wychowania fizycznego	70
P. Zalewska, S. Piszczatowski, J. Skubich, T. Guszczyn, A. Góralczyk Ocena propriocepcji w stawie kolanowym z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim	72
M. Błażkiewicz Aktualne problemy analizy danych biomechanicznych	75
R. Michnik, J. Jurkojć, K. Nowakowska-Lipiec, M. Gzik Aplikacyjne wykorzystanie metod symulacji obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego do wspomagania diagnostyki i monitorowania narządu ruchu w treningu sportowym oraz procesie fizjoterapeutycznym	77
R. Skowronek, J. Zawora, K. Kwiatkowski, K. Skalski Analiza obliczeń statystycznych i testów oceny czynnościowej u chorych w indywidualnym programie usprawniania po złamaniach krętarzowych leczonych operacyjnie ¹	79
P. Tabor, I. Palczewska, E. Olszewska Błędy odwzorowania położenia wyrostków kolczystych kręgosłupa w modelu krzywej łamanej	81
M. Sobera, R. Jasion, A. Homańczuk Posture control during muscle electrostimulation in young adults	83
W. Pawelec, M. Rychlik, A. Rzepnicka, L.B. Dworak Aktywność bioelektryczna wybranych mięśni u muzyków – podczas gry skrzypcowej realizowanej różnymi technikami artykulacyjnymi	85
A. Ferreira, M. Górski, J. Gajewski Wysokość wysokości pionowego a prędkość lotki w smeczku z forhendu u zawodników i zawodniczek kadry narodowej badmintona	88

5 GRUDZIEŃ 2019

SESJA I

10⁰⁰	R. Będziński, M. Ratajczak, T. Klekiel, M. Ptak Biomechanika struktur czaszkowo-mózgowych w kontekście obciążeń dynamicznych. Uniwersytet Zielonogórski
10³⁰	P. Zalewska, S. Piszczatowski, J. Skubich, T. Guszczyn, A. Góralczyk Ocena niestabilności stawu kolanowego w warunkach dynamicznych u osób z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim. Politechnika Białostocka
10⁴⁵	W. Winiarski, A. Rutkowska-Kucharska, M. Kowal Wykorzystanie funkcji symetrii do lokomocji obszarów asymetrii w sile reakcji podłoża podczas chodu osób po TFA. AWF Wrocław

Biomechanika struktur czaszkowo-mózgowych w kontekście obciążeń dynamicznych

R. BĘDZIŃSKI, M. RATAJCZAK, T. KLEKIEL, M. PTAK

¹ Uniwersytet Zielonogórski, Wydział Mechaniczny, ul. ul. Prof. Z.Szafrana 4, 65-516 Zielona Góra,

e-mail autora: m.ratajczak@iizp.uz.zgora.pl

² Politechnika Wroclawska, Wydział Mechaniczny, ul. Łukasiewicza 5, 50-371 Wrocław

Słowa kluczowe: biomechanika głowy, metoda elementów skończonych, obrazowanie medyczne

1. Wstęp

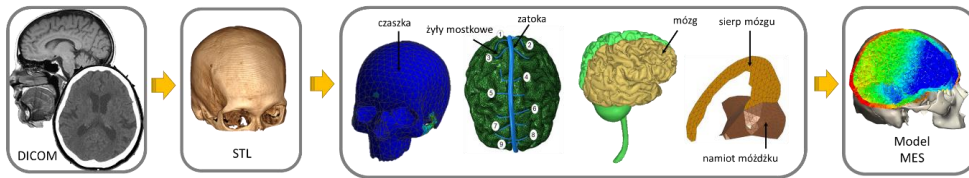
Jedną z bardziej skomplikowanych części anatomicznych człowieka jest głowa. Mózgowie jest najważniejszym, wciąż nie do końca poznanym narządem organizmu ludzkiego. Stąd też jest przedmiotem wszechstronnych badań mających na celu zrozumienie jego zachowania i funkcji. Wszystkim procesom zachodzącym w mózgu towarzyszą czynniki mechaniczne odgrywające ważną rolę w regulacji aktywności mózgu [1]. Badania opublikowane przez Tylera w *Nature Reviews Neuroscience* pokazują, że klasyczne koncepcje mechaniczne uwzględniające odkształcenia, rozciąganie, prędkość odkształcenia, ciśnienie i naprężenia odgrywają kluczową rolę w modulowaniu zarówno struktury i funkcji mózgu [2]. W tym miejscu należy podkreślić rolę wysiłku fizycznego, który powoduje zmiany anatomiczne i funkcjonalne w mózgu [3]. Jak powszechnie wiadomo wysoki poziom aktywności fizycznej poprzez uprawianie sportu prowadzi do lepszego ogólnego stanu zdrowia i zwiększenia funkcji poznawczych. Niemniej jednak z drugiej strony wpływ gwałtownych obciążeń dynamicznych powoduje przeciążenia struktur tkankowych mózgowia prowadząc do ich degradacji. Tym samym przyczyniając się do późnych zmian biochemicznych mózgu w tym zaburzeń z grupy tautopatii np. choroba Alzheimera. Najbardziej narażoną grupą na te zmiany są uczestnicy sportów kontaktowych takich jak boks czy też futbol amerykański [4]. Niemniej jednak z uwagi na trudności prowadzenia badań eksperymentalnych wiele mechanizmów powstawania tych zaburzeń nie jest do końca poznana. Wobec tego wraz rozwojem mocy obliczeniowych komputerów jedną z lepszych metod identyfikacji tych zaburzeń są badania numeryczne prowadzone na modelach komputerowych głowy powstałych na podstawie badań pozyskanych z obrazowania medycznego [5], [6].

W pracy przedstawiono metodykę badań zaburzeń strukturalnych tkanek mózgowych wynikających z przeciążeń dynamicznych takich jak urazy sportowe, wypadki komunikacyjne, konflikty zbrojne.

2. Materiał i metody

Metody neuroobrazowania odgrywają kluczową rolę w identyfikacji struktury i funkcji mózgu. Tomografia komputerowa i rezonans magnetyczny umożliwiają odwzorowanie budowy tkanek biologicznych między innymi struktur głowy. Na podstawie tych obrazów medycznych przy użyciu zawansowanych technik inżynierskich opracowano trójwymiarowe modele geometryczne mózgu oraz czaszki. Następnie w celu przeprowadzenia dalszych analiz fizycznych na opracowanej geometrii przeprowadzono jej dyskretyzację w zbiór elementów skończonych. Przygotowany model umożliwił przeprowadzenia badań numerycznych wyłączenia struktur tkankowych mózgu w warunkach zmiennych obciążeń. Aktualnie jedną z lepszych metod do analiz złożonych układów biomechanicznych jest metoda elementów skończonych (MES).

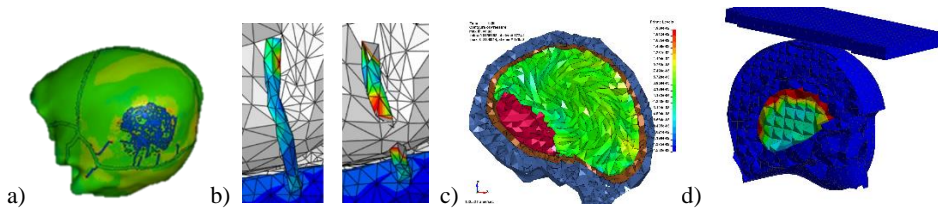
Występuje ona w postaci niejawnej (*implicit*) oraz w ujęciu bezpośrednim (*explicit*). Należy podkreślić, że większość zjawisk dynamicznych można analizować obiema metodami. Jednakże wybór odpowiedniej metody symulacyjnej zależy od rodzaju rozpatrywanego zjawiska, w tym czasu oraz ilości zasobów potrzebnych do wykonania obliczeń. Procedurę tworzenia modelu numerycznego przedstawiono rycinie 1.



Ryc. 1. Procedura tworzenia modelu numerycznego głowy człowieka

3. Wyniki

Na rycinach przedstawiono przykładowe wyniki badań symulacyjnych odpowiedzi biomechanicznej układu czaszkowo-mózgowego na oddziaływanie sił fizycznych.



Ryc. 2. Odpowiedź biomechaniczna struktura głowy a) rozkład naprężeń na czaszce, b) rozkład odkształceń na żyłach mózgowych, c) kinematyka głowy, d) rozkład odkształceń w mózgu chronionego kaskiem podczas uderzenia

4. Wnioski

Badania patomechanizmów wyteżenia tkanek ludzkich – w tym szczególności głowy – są niezwykle istotne z punktu widzenia ich zapobiegania, diagnozowania oraz leczenia. W pracy wykazano, że analizy numeryczne mogą służyć jako potężne narzędzie do badań urazów i kinematyki układu czaszkowo-mózgowego podczas obciążeń dynamicznych np. w wyniku uprawiania sportu. Równocześnie analizy te są przyczynkiem do tworzenia lepszych systemów ochronnych np. kasków.

Piśmiennictwo

- [1] RATAJCZAK M., PTAK M., CHYBOWSKI L., GAWDZIŃSKA K., BĘDZIŃSKI R. *Material and Structural Modeling Aspects of Brain Tissue Deformation under Dynamic Loads*, Materials (Basel)., 2019, vol. 12, no. 2, p. 271.
- [2] TYLER W. J. *The mechanobiology of brain function*. Nat. Rev. Neurosci., 2012, vol. 13, no. 12, pp. 867–78.
- [3] TREMBLAY S., PASCUAL-LEONE A., THÉORET H. *A review of the effects of physical activity and sports concussion on brain function and anatomy*. Int. J. Psychophysiol., 2018, vol. 132, pp. 167–175.
- [4] PRIEN A., GRAFE A., RÖSSLER R., JUNGE A., VERHAGEN E. *Epidemiology of Head Injuries Focusing on Concussions in Team Contact Sports: A Systematic Review*. Sports Medicine, 2018, vol. 48, no. 4. Springer International Publishing, pp. 953–969.
- [5] RATAJCZAK M. *Analysis of biomechanical parameter changes in brain tissues due to dynamic loads*. Wrocław University of Technology, 2018, PhD dissertation.
- [6] RATAJCZAK M., KLEKIEL T., SŁAWIŃSKI G., BĘDZIŃSKI R. *Investigation of Helmet-Head Interaction in the Aspect of Craniocerebral Tissue Protection*. Advances in Intelligent Systems and Computing, Current Trends in Biomedical Engineering and Bioimages Analysis, Springer Nature Switzerland, 2020, Vol. 1033 pp. 308–315.

Ocena niestabilności stawu kolanowego w warunkach dynamicznych u osób z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim

P. ZALEWSKA¹, S. PISZCZATOWSKI², J. SKUBICH³, T. GUSZCZYN⁴, A. GÓRALCZYK⁴

¹Politechnika Białostocka, ul. Wiejska 45A, 15-351 Białystok, e-mail: p.obrebska@doktoranci.pb.edu.pl

²Politechnika Białostocka, ul. Wiejska 45A, 15-351 Białystok, e-mail: s.piszczatowski@pb.edu.pl

³Politechnika Białostocka, ul. Wiejska 45A, 15-351 Białystok, e-mail: j.skubich@doktoranci.pb.edu.pl

⁴Uniwersytecki Dziecięcy Szpital Kliniczny w Białymstoku, ul. J. Waszyngtona 17, 15-369 Białystok

Słowa kluczowe: staw kolanowy, więzadło krzyżowe przednie, niestabilność, biomechanika

1. Wstęp

Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego jest jednym z najpowszechniej występujących urazów stawu kolanowego [1,2]. Węzadło to jest kluczowe dla mechanicznej stabilności stawu [3]. Celem pracy było opracowanie metodyki oceny wpływu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego na dynamiczną stabilność stawu kolanowego.

2. Materiał i metody

Do badań wstępnych zaangażowano grupę osób oczekujących na zabieg rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego. Osoby były kwalifikowane do projektu na podstawie oceny klinicznej dokonywanej wcześniej przez ortopedę. W badaniu wzięło udział 5 osób w wieku od 16 do 35 lat. Na przeprowadzenie badań uzyskano zgodę komisji bioetycznej. Badanie składało się z czterech etapów:

1. zeskok ze skrzyni na obie nogi, zwrot w lewo/prawo i szybki bieg w wybranym kierunku,
2. zeskok ze skrzyni do przysiadu i ponowne wybiecie do góry,
3. przejście wzdłuż ścieżki, na której umieszczono przeszkodę (schodek) oraz zatrzymanie tuż za nią na ugiętej jednej nodze przez 10 sekund,
4. chód.

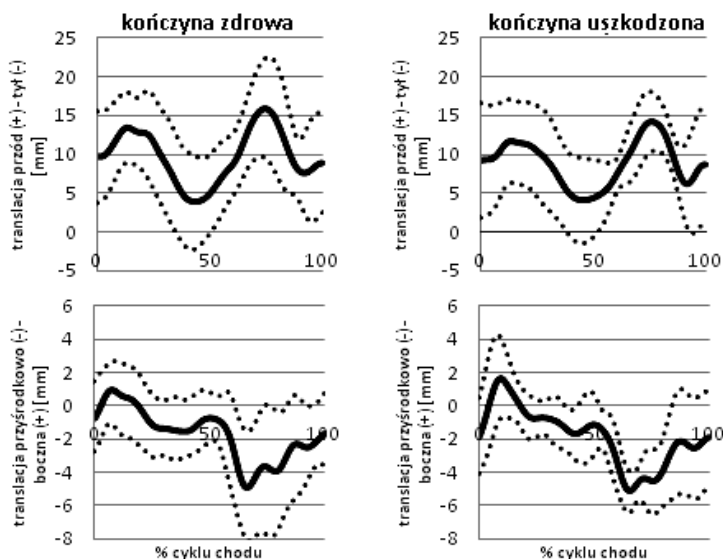
Do analizy dynamicznej stabilności stawu kolanowego w czasie ćwiczeń wykorzystano system motion capture (Qualisys AB, Szwecja), w którego skład wchodziło 10 kamer na podczerwień oraz 1 kamera wideo. System ten pozwolił na określenie położenia markerów, które były umieszczone na ciele osoby badanej zgodnie z następującym protokołem: kolce biodrowe górne przednie i tylne, krętarz większy, w połowie długości uda, nadkłykiec przyśrodkowy i boczny kości udowej, kłykiec przyśrodkowy i boczny kości piszczelowej, guzowatość piszczeli, w połowie długości podudzia, kostki przyśrodkowa i boczna, I i V głowa kości śródstopia oraz najbardziej ku tyłowi wysunięty punkt na kości piętowej. Dodatkowo, w wybranych ćwiczeniach mierzono siły reakcji podłoża za pomocą dwóch platform dynamometrycznych Kistler 9260AA (Kistler, Szwajcaria) umieszczonych w podłodze. Rejestrowano również aktywność elektryczną wybranych mięśni (mięsień dwugłowy, mięsień półścięgnisty, mięsień prosty uda, mięsień obszerny przyśrodkowy i boczny, mięsień brzuchaty łydki część przyśrodkowa i boczna) za pomocą systemu Biometrics (Biometrics LTD, UK).

Ćwiczenia były wykonywane zarówno dla kończyny operowanej, jak i kończyny zdrowej. W czasie badań obecny był lekarz, który czuwał nad bezpiecznym przebiegiem eksperymentu. Dodatkowo, przeprowadził on ocenę kliniczną w wykorzystaniem rolimetru, która pozwoliła określić niestabilność stawu w warunkach statycznych.

Do analizy kinematyki układu szkieletowo-mięśniowego wykorzystano oprogramowanie Visual3D (C-Motion, USA), w którym wyznaczono wzajemne przemieszczenia pomiędzy udem a podudziem.

3. Wyniki

Wyniki przedstawiające wzajemne przemieszczenia pomiędzy udem a podudziem w kierunku przód/tył oraz przyśrodkowo - bocznie uzyskane podczas jednego z ćwiczeń (chodu) przedstawiono na ryc.1.



Ryc. 1 Wzajemne przemieszczenie pomiędzy udem a podudziem uzyskane podczas chodu dla kończyny zdrowej oraz kończyny z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim (średnia \pm odchylenie standardowe)

Nie stwierdzono znaczących różnic we wzajemnych przemieszczeniach pomiędzy udem a podudziem podczas chodu porównując kończynę z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim z kończyną zdrową. Co więcej, nieznacznie większe przemieszczenia zauważono dla kończyny zdrowej. Pozostaje to w kontraście do wyników oceny klinicznej przeprowadzonej przez lekarza, które wskazują na większe przemieszczenia w stawie z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim.

4. Dyskusja

Przedstawione badania wstępne pozwoliły na opracowanie metodyki eksperymentalnej oceny niestabilności stawu kolanowego u osób oczekujących na zabieg rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego.

Konieczne są jednak dalsze badania, które pozwolą wykorzystać opracowaną metodykę do oceny wpływu uszkodzenia więzadła krzyżowego przedniego na biomechanikę stawu kolanowego.

Źródła finansowania: Badania przeprowadzono w ramach projektów MB/WM/9/2018, MB/WM/14/2018, S/WM/1/2017.

Piśmiennictwo

- [1] GALASIŃSKA K. *Ocena usprawniania pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego stawu kolanowego metodą PN*. Poznań, 2017.
- [2] POGORZAŁA A. M. *Przyczyny niestabilności stawu kolanowego po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego i metody jej leczenia*. Horyzonty współczesnej fizjoterapii, 2016.
- [3] ANDERSEN H. N., DYHRE-POULSEN P. *The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee*. *Knee Surg. Tr.*, 1997,5(3):145-149.

Wykorzystanie funkcji symetrii do lokalizacji obszarów asymetrii w sile reakcji podłoża podczas chodu osób po TFA

S. WINIARSKI¹, A. RUTKOWSKA-KUCHARSKA¹, M. KOWAL²

¹ Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, slawomir.winiarski@awf.wroc.pl, alicja.rutkowska-kucharska@awf.wroc.pl

² Katedra Fizjoterapii, Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śl. we Wrocławiu, mateusz.kowal@umed.wroc.pl

Słowa kluczowe: funkcja symetrii (SF), analiza ruchu, siła reakcji podłoża (GRF), amputacja (TFA)

1. Wstęp

Osoby po jednostronnej amputacji powyżej stawu kolanowego (TFA) charakteryzują się atrofią mięśni kikutu uda, która przyczynia się między innymi do powstania asymetrii w zmiennych czasowo-przestrzennych chodu, składowych siły reakcji podłoża (GRF) i momencie siły mięśniowej między kończynami [1,2]. Celem niniejszej pracy jest analiza wzorców ruchowych i symetrii obciążenia u pacjentów po amputacji TFA na tle chodu osób zdrowych. Aby znaleźć obszary o największych różnicach między stronami użyto funkcji symetrii (SF).

W pracy postawiono następujące pytanie badawcze: *który z pacjentów charakteryzował się największą, a który najmniejszą wartością symetrii w składowych siłach reakcji podłoża?*

2. Materiał i metody

Czternastu aktywnych fizycznie mężczyzn z jednostronnym TFA (Tabela 1) i 17. zdrowych mężczyzn ($29,7 \pm 3,5$ lat, $1,75 \pm 0,11$ m, $76,3 \pm 6,8$ kg) wzięło udział w eksperymencie.

Tab.1. Charakterystyka badanych pacjentów

	wc [m]	mc [kg]	Wiek [lata]	Strona	Przyczyna	Rodzaj protezy	Rodzaj stopy	Aktywność fizyczna
P1	1.71	73.2	46	R	Uraz	C-Leg®	1C40 C-Walk®	Kulturystyka
P2	2,00	106,0	43	L	Uraz	C-Leg®	1C40 C-Walk®	_
P3	1.78	96,0	63	L	Uraz	3R80®	1C30 Trias®	_
P4	1.83	111.5	19	L	Wrodzona	3R95®	1C30 Trias®	_
P5	1.82	93,0	45	R	Uraz	C-Leg®	1C40 C-Walk®	_
P6	1.71	58.3	20	R	Nowotwór	C-Leg®	1C40 C-Walk®	Pływanie
P7	1.75	81,0	54	L	Uraz	3R80®	1C30 Trias®	Siatkówka
P8	1.68	60,0	36	L	Naczyniowa	3R80®	1C30 Trias®	_
P9	1.64	46.4	21	L	Nowotwór	C-Leg®	1C60 Triton	Pływanie
P10	1.70	80.2	33	L	Wrodzona	3R95®	1C30 Trias®	_
P11	1.70	58.1	64	R	Nowotwór	3R80®	1E56 Axtion®	_
P12	1.83	97,0	58	L	Uraz	C-Leg®	1C60 Triton®	Tenis
P13	1.63	59.7	38	R	Uraz	C-Leg®	1C60 Triton®	_
P14	1.81	93.6	41	R	Nowotwór	C-Leg®	1C40 C-Walk®	Siatkówka

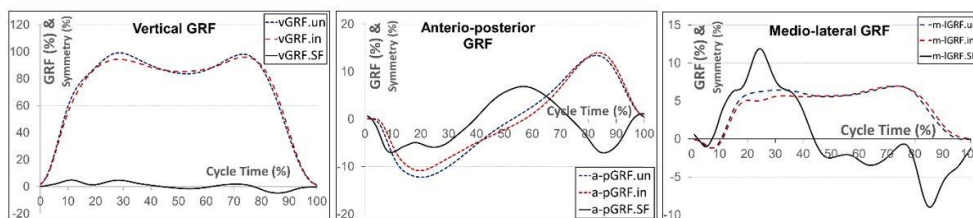
Ocena biomechaniczna obejmowała pomiary zmiennych kinematycznych chodu i GRF przy użyciu systemu analizy ruchu BTS Smart-E. Funkcja symetrii (SF), która jest funkcją czasu cyklu chodu, została użyta do pomiaru procentowej różnicy w składowych

GRF pomiędzy kończynami zdrową $X_{UN}(t)$ a protezowaną $X_{IN}(t)$ w stosunku do średniego zakresu zmian w całym cyklu zmienności chodu [3]:

$$SF(t)=2 \cdot [x_{un}(t)-x_{in}(t)] / [Range(x_{un}(t))+Range(x_{in}(t))] \quad (1)$$

3. Wyniki

Badania wykazały symetryczne wzorce dla składowej pionowej oraz niesymetryczne wzorce dla składowych poziomych GRF. Średnia wartość SF dla składowej pionowej GRF mieściła się w zakresie od -4,8 do 4,9% i była najwyższa przy 10, 30, 70 i 85% czasu cyklu (% CT); dla składowej przednio-tylnych mieściła się w zakresie od -7,1 do 6,9% i była najwyższa przy 10-30, 50-65 i 85% CT; i dla składowej bocznej między -8,9 a 11,9% CT i był najwyższy przy 15-40 i 85% CT (Ryc. 1).



Ryc. 1. Uśrednione składowe GRF (linie przerywane) dla strony protezowanej (czerwony) i zdrowej (niebieski) oraz funkcja SF (ciemna linia ciągła) dla pionowej, przednio-tylnej i bocznej składowej GRF.

Najmniejszą wartość SF w składowych GRF uzyskali pacjenci nr 2, 3 i 10 zarówno pod względem średniej wartości jak i zakresu zmian w funkcji symetrii (Tabela 2.). Chód pacjentów nr 5, 7 i 12 charakteryzował się natomiast największą wartością SF pod względem średniej wartości jak i zakresu zmian w funkcji symetrii (Tabela 2).

Tab.2. Indywidualne wyniki analizy symetrii dla składowych GRF

TAB.2.	WARTOŚĆ ŚREDNIA SF [%]			ZAKRES ZMIAN SF [%]		
	vGRF.SF	a-pGRF.SF	m-IGRF.SF	vGRF.SF	a-pGRF.SF	m-IGRF.SF
P1	-10,25	-23,69	6,98	70,58	104,32	55,25
P2	4,69	4,99	3,11	27,38	74,27	106,26
P3	6,54	1,46	-1,61	48,26	72,86	76,57
P4	4,71	-9,94	-0,28	41,25	79,07	113,86
P5	-11,09	-19,51	26,89	68,62	123,51	58,23
P6	-12,95	-2,36	6,13	82,59	91,60	143,55
P7	15,69	5,50	-10,94	85,22	95,06	93,12
P8	11,96	19,40	-31,20	40,63	102,59	124,90
P9	12,55	4,09	7,30	72,24	85,29	135,04
P10	-1,76	-7,67	2,39	48,99	65,61	32,28
P11	-5,43	6,85	7,49	43,49	102,86	80,08
P12	5,61	17,60	-4,94	64,87	121,97	74,23
P13	-2,63	-11,39	-12,00	23,29	58,84	48,56
P14	-8,42	-0,04	6,50	54,10	85,09	73,22

4. Dyskusja

Funkcja symetrii okazała się dobrym narzędziem do lokalizowania obszarów asymetrii we wzorcach GRF w funkcji czasu cyklu chodu, a jej dodatnia lub ujemna wartość wskaźnikiem kierunku symetrii. Wartość SF bliska 0 wskazuje obszary o dużej symetrii, wartości duże i dodatnie obszary asymetrii, gdzie zdrowa kończyna wykazuje wyższe wartości w stosunku do kończyny protezowanej. Funkcja symetrii analizuje obszary nie tylko dla szczytowych, dyskretnych wartości, ale w całym cyklu chodu. Osoby po TFA, dzięki aktualnym rozwiązaniom protetycznym, skutecznie odwzorowują przebiegi vGRF w porównaniu do osób zdrowych. Większe różnice występują w składowych a-pGRF co może przemawiać za inną niż rodzaj użytej protezy przyczynę

niesymetrycznego chodu. Niniejsza informacja może być wykorzystana w opiece nad pacjentem lub dopasowaniu protetycznym, aby zlokalizować odchylenia chodu po amputacji w różnych fazach chodu i możliwą przyczyną odchylenia od norm człowieka zdrowego, protezy lub oprogramowania.

Piśmiennictwo

- [1] M. KOWAL, M. PAPROCKA BOROWICZ, A. STARCZEWSKA, A. RUTKOWSKA-KUCHARSKA, *Biomechanical Parameters of Gait after Unilateral Above-knee Amputation. Current State of Research*, Ortop. Traumatol. Rehabil. 20 (2018) 245–256. doi:10.5604/01.3001.0012.3355.
- [2] A. RUTKOWSKA-KUCHARSKA, M. KOWAL, S. WINIARSKI, *Relationship between Asymmetry of Gait and Muscle Torque in Patients after Unilateral Transfemoral Amputation*, Appl. Bionics Biomech. 2018 (2018) 1–9. doi:10.1155/2018/5190816.
- [3] S. WINIARSKI, K. ALEKSANDROWICZ, *Development of the Dynamical Asymmetry Function for detection of regions of asymmetry*, Gait Posture. 57 (2017) 291–292. doi:10.1016/J.GAITPOST.2017.06.423.
- [4] S. NIGG, J. VIENNEAU, C. MAURER, B.M. NIGG, *Development of a symmetry index using discrete variables*, Gait Posture. 38 (2013) 115–119. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.10.024.

6 GRUDZIEŃ 2019

Sesja I

9⁰⁰	R. Maroński Czy optymalna prędkość biegu lekkoatletycznego jest stała? Politechnika Warszawa
9³⁰	W. Chwała, W. Mirek, A. Klimek Schematy obciążeń stóp, kinematyka pracy kończyn dolnych i miednicy podczas biegania w różnych typach obuwia sportowego. AWF Kraków
10⁰⁰	T. Klekiel, M. Ratajczak, R. Będziński Symulacja uszkodzeń stopy w trakcie biegu. Uniwersytet Zielonogórski
10¹⁵	J. Iskra, K. Przednowek Strategia biegu na 400m przez płotki mężczyzn – w poszukiwaniu parametrów czasowych. Politechnika Opolska
10³⁰	A. Bartoszek, S. Winiarski, B. Pietraszewski, M. Woźniewski Mechanika stawu kolanowego w lokomocji człowieka – chodu naturalnego i Nordic Walking. AWF Poznań
10⁴⁵	W. Forczek, A. Masłoń, B. Frączek, A. Suder, M. Curyło, M. Salamaga, Y. Ivanenko Strategia chodu kobiet w okresie ciąży – badania longitudinalne. AWF Kraków
11⁰⁰	A. Oltra Pastor Biomechanical innovation aimed at improving people quality of life. IBV'S Experience. Instytut of Valencja

Czy optymalna prędkość biegu lekkoatletycznego jest stała?

R. MAROŃSKI

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

Słowa kluczowe: biegi, sterowanie optymalne, łuk osobliwy

1. Wstęp

Z obserwacji stosowanych strategii rozgrywania biegów lekkoatletycznych wynika, że dla dystansów od 400 do 800 m prawie zawsze biegi rozgrywane są w taki sposób, że zawodnicy pokonują pierwszą połowę dystansu szybciej niż drugą. Zasada ta nie dotyczy biegów krótszych i dłuższych niż podany przedział, gdzie druga połowa dystansu pokonywana jest szybciej [1]. Keller był prawdopodobnie pierwszą osobą, która wykorzystwała rachunek wariacyjny do wyznaczenia optymalnej prędkości w funkcji pokonywanej odległości [2], [3]. Z przeprowadzonej przez niego analizy wynika, że dla dystansów dłuższych niż około 290 m, strategia optymalna polega na rozpędzaniu z wykorzystaniem maksymalnej siły napędzającej przez kilka pierwszych sekund biegu, po czym przez większą część dystansu prędkość zawodnika jest stała [4]. Maroński i Samoraj wykazali, że optymalna stała prędkość biegu zachowuje się także dla torów o zmiennym pochyleniu [5]. Stosowany model Hilla-Kellera jest modelem uproszczonym, zwłaszcza w zakresie dotyczącym przemian energetycznych w organizmie biegacza. Bardziej zaawansowany model zaproponowali Aftalion i inni, w którym to modelu wydatek energii związany z przemianami aerobowymi (tlenowymi) nie jest stały, a zależy od zapasu energii pochodzącej z przemian anaerobowych (beztlenowych) [6]. Aftalion dowiodła, że optymalna prędkość biegacza na tak zwanym łuku osobliwym (na środkowej części dystansu) nie jest stała [7]. Wynik ten jest sprzeczny z wynikami analizy przeprowadzonej przez autora niniejszego referatu.

2. Materiał i metody

Model ruchu zawodnika jest następujący. Pierwsze równanie różniczkowe wynika z drugiej zasady Newtona

$$dv/dt = f(t) - v(t)/\tau, \quad (1)$$

gdzie: t oznacza czas, v jest chwilową prędkością biegacza, $f(t)$ zmienną siłą napędzającą (zmienną sterującą), $v(t)/\tau$ jest zależnym od prędkości oporem ruchu (τ jest stałym parametrem). Podane wielkości odnoszą się do jednostki masy biegacza.

Drugie równanie różniczkowe opisuje przemiany energetyczne

$$de/dt = \sigma(e(t)) - f(t) v(t), \quad (2)$$

gdzie $e(t)$ jest pozostającym w dyspozycji zapasem energii anaerobowej, σ zaś wydatkiem energii aerobowej – w tym modelu zależnym od zapasu energii anaerobowej.

Zagadnienie polega na wyznaczeniu zmiennej w czasie siły napędzającej

$$0 \leq f(t) \leq f_{max}, \quad (3)$$

przy czym zapas energii anaerobowej jest nieujemny

$$e(t) \geq 0, \quad (4)$$

zapas energii aerobowej zaś jest nieograniczony, ale wydatek σ już tak. Minimalizowany jest czas T przebycia zadanego dystansu

$$D = \int_0^T v(t) dt. \quad (5)$$

Prędkość biegacza oraz zapas energii anaerobowej na początku biegu są dane.

Model opisujący wydatek energii aerobowej $\sigma(e(t))$ jest podany w pracy [6]. Dla środkowego odcinka dystansu (poza startem i finiszem) σ jest stałe. Głównym wynikiem pracy Aftalion [7] jest wyprowadzenie równania łuku osobliwego

$$dv/dt + \alpha v = 0, \quad (6)$$

gdzie α jest stałym parametrem. Jest to równanie różniczkowe ze względu na prędkość biegacza v . Z równania (6) wynika, że jedyną stałą prędkością spełniającą to równanie jest $v(t)=0$, co jest rozwiązaniem trywialnym.

Autor niniejszego referatu, dla tego samego modelu ruchu, stosując inną metodę (ekstremalizacji całek krzywoliniowych za pomocą twierdzenia Greena) uzyskał inną postać łuku osobliwego

$$\tau (1 + \lambda v) d\sigma/de + \lambda v + 2 + \lambda \sigma(e) \tau/v = 0, \quad (7)$$

gdzie λ jest stałym nieoznaczonym mnożnikiem Lagrange'a.

Możliwa jest zatem stała optymalna prędkość biegacza $v(t)$ dla stałego σ , gdyż wtedy równanie (7) staje się równaniem algebraicznym ze względu na prędkość v . Tak więc zagadnienie wyznaczania optymalnej strategii rozgrywania biegów lekkoatletycznych pozostaje nadal otwarte.

Piśmiennictwo

- [1] REARDON J. *Optimal pacing for running 400 m and 800 m track races*. Amer. J. Phys., 2013, 81:428-435.
- [2] KELLER J.B. *A theory of competitive running*. Physics Today, 1973, 26: 43-47.
- [3] KELLER J.B. *Optimal velocity in a race*. Amer. Math. Monthly, 1974, 81: 474-480.
- [4] MAROŃSKI R. *Strategie optymalne w mechanice lotu i biomechanice*. Oficyna Wyd. Politechniki Warszawskiej, 2016: 79-93.
- [5] MAROŃSKI R., SAMORAJ P. *Optimal velocity in the race over variable slope trace*. Acta Bioeng. Biomech., 2015, 17: 149-153.
- [6] AFTALION A. i in. *How to identify the physiological parameters and run the optimal race*. MathS in Action, 2016, 7: 1-10.
- [7] AFTALION A. *How to run 100 meters*. SIAM J. Appl. Math., 2017, 77: 1320-1334.

Schematy obciążania stóp, kinematyka pracy kończyn dolnych i miednicy podczas biegania w różnych typach obuwia sportowego

W. CHWAŁA¹, W. MIREK², A. KLIMEK³

¹ Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, Zakład Biomechaniki, wieslaw.chwala@awf.krakow.pl

² Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie, Zakład Lekkiej Atletyki, wacalw.mirek@awf.krakow.pl

³ Akademia Wychowania Fizycznego w Krakowie Zakład Fizjologii i Biochemii, andrzej.klimek@awf.krakow.pl.

Słowa kluczowe: biomechanika biegu, kinematyka, obuwie sportowe

1. Wstęp

Wyniki biegaczy długodystansowych są w dużej mierze zdeterminowane umiejętnością doskonalenia indywidualnej techniki ruchu i jej dopasowania do własnej budowy somatycznej, podporządkowanej minimalizacji wydatku energetycznego oraz zmniejszaniu ryzyka zagrożeń odniesienia kontuzji podczas ruchu [1]. Willems i wsp. przekonują, że najczęściej urazów i kontuzji związanych z uprawianiem biegania pojawia się u zawodników na skutek powtarzających się mikrourazów treningowych, prowadzących do przeciążeń struktury układu ruchu [2]. Jednym z najistotniejszych aspektów indywidualnej techniki biegu jest sposób obciążania stopy i wynikające z niego tzw. ruchy sprzężone (coupling mechanics), które ze stopy są przenoszone poprzez podudzie, udo i miednicę na górną część ciała.

Na ekonomikę biegu wpływają między innymi: długość i częstotliwość kroku, oscylacja pionowa środka ciężkości, czas kontaktu stopy z podłożem [3]. Istnieją trzy główne schematy początkowego kontaktu stopy biegacza z podłożem: piętą (Heel Strike), sródstopiem (Mid-Food Strike) oraz przodostopiem (Forefoof Strike). Każdy ze sposobów obciążania stopy generuje odmienny obraz składowych siły reakcji podłoża i pociąga za sobą konsekwencje biomechaniczne obciążania stawów kończyn dolnych i miednicy. Stopa oprócz podtrzymywania i amortyzacji ciężaru ciała transferuje siłę reakcji podłoża na pozostałe struktury biomechanizmu. Adelaar oszacował wartości tych sił na poziomie około 2,5-2,8 ciężaru spoczynkowego ciała [4]. W literaturze można znaleźć niewiele badań dotyczących wpływu różnego rodzaju obuwia sportowego na układ ruchu [5,6]. Do ciekawszych w tym obszarze należą badania zespołu badaczy Eslami i wsp. [7]. Inne badania podejmują tematykę tłumienia wstrząsów podczas biegu w butach sportowych i bez obuwia [8]. Obserwacja biegu w różnych rodzajach obuwia sportowego pozwala natomiast badaczom na ocenę wpływu zastosowanych technologii (głównie właściwości amortyzacyjnych i sprężystych) w konstrukcji obuwia na pracę całego biomechanizmu.

Celem badań było sporządzenie indywidualnego profilu somatyczno-mechanicznego obciążania stóp zawodników AZS w Krakowie w oparciu o zidentyfikowanie indywidualnego schematu ich obciążania (Heel Strike, Mid-Food Strike, Forefoof Strike), charakterystyki rozkładu sił na stopie podczas jej kontaktu z podłożem, wartości składowych siły reakcji podłoża w fazie kontaktu oraz kinematyki pracy stawów kończyn dolnych i miednicy podczas realizacji kroku biegowego.

2. Materiał i metody

Badania zostały przeprowadzone w grupie 13 osób (6 mężczyzn i 7 kobiet), wysokokwalifikowanych biegaczy i biegaczek długodystansowych (klasa mistrzowska i mistrzowska międzynarodowa) klubu AZS Kraków w obuwiu minimalistycznym

i neutralnym. Średni wiek kobiet $23,6 \pm 5,7$ lat a mężczyzn $21,2 \pm 1,6$ lat. Średnia masa ciała kobiet wynosiła $57,8 \pm 6,4$ kg, natomiast mężczyzn $70,9 \pm 4,2$ kg. Średnia wysokość ciała dla kobiet wyniosła $1,65 \pm 0,049$ m, i dla mężczyzn $1,81 \pm 0,055$ m. BMI w grupie eksperymentalnej wyniosło kolejno dla kobiet $20,5 \pm 2,56$ kg/m² i mężczyzn $21,7 \pm 0,77$ kg/m².

Rejestracji biegu i analizy wyników dokonano z wykorzystaniem przestrzennej analizy ruchu w systemie Vicon z prędkościami w obuwiu minimalistycznym wynoszącymi dla mężczyzn $3,94 \pm 0,45$ m/s, dla kobiet $3,97 \pm 0,32$ m/s oraz w obuwiu neutralnym odpowiednio $3,91 \pm 0,57$ m/s dla mężczyzn oraz $4,1 \pm 0,36$ m/s dla kobiet. System Vicon sprzężono z platformami AMTI oraz platformą Footscan.

Prędkość techniczna biegu dobierana była indywidualnie (subiektywnie) przez każdego zawodnika.

Każdy z profili kinetyczno-kinematycznych został określony dla poszczególnych zawodników w dwóch rodzajach obuwia - minimalistycznym oraz neutralnym. Na ich podstawie zostały sporządzone indywidualne zalecenia, pozwalające na korektę indywidualnej techniki biegu pod kątem prawidłowego schematu obciążania stopy, kinematyki ruchu kończyn dolnych i miednicy oraz najbardziej efektywnego doboru obuwia.

3. Wyniki

Wyniki analizy wariancji ANOVA oraz testów post-hoc Tukeya pozwoliły na zidentyfikowanie w obu badaniach istotnych statystycznie różnic pomiędzy średnimi wartościami analizowanych zmiennych. W początkowym punkcie kontaktu stopy z podłożem bieg w obuwiu minimalistycznym charakteryzował się istotnie większym zgięciem podszwowy o ok. 5° w stosunku do biegu w obuwiu neutralnym ($p < 0,001$). Odnotowano również znamienne większe o ok. 8° wartości zgięcia grzbietowego w fazie amortyzacji ($p < 0,001$) oraz mniejsze o ok. 5° w fazie wymachu w tym stawie, podczas biegu w obuwiu minimalistycznym ($p < 0,05$). W stawie kolanowym zaobserwowano istotnie większą o ok. 6° wartość zgięcia w fazie amortyzacji podczas biegu w obuwiu minimalistycznym ($p < 0,01$).

Istotne kontrasty w zakresie kąta zgięcia stawów biodrowych wynoszące ok. $6-8^\circ$ stwierdzono podczas maksymalnego prostowania stawu w końcowej fazie odbicia ($p < 0,001$). Przestrzenne ruchy miednicy były podobne podczas biegu w obu rodzajach obuwia i nie różniły się istotnie statystycznie.

4. Wnioski

Uzyskane wyniki wskazują, że część zadań amortyzacyjnych i napędowych przejmuje podczas biegu obuwiu sportowe. Podczas biegu w obuwiu minimalistycznym kluczową rolę w zakresie amortyzacji ciała spełniał zwiększony zakres zgięcia stawu kolanowego, natomiast w fazie odbicia dominował zwiększony zakres prostowania stawu biodrowego.

Uzyskane wyniki pozwolą na utrwalenie prawidłowego i ergonomicznego obciążania stóp podczas biegu i chodu sportowego u zawodników, obniżenia kosztu energetycznego wysiłku, a tym samym na podniesienie ich poziomu sportowego i minimalizacji ryzyka wystąpienia kontuzji w treningu i zawodach sportowych.

Badania finansowane w ramach grantu RSA 4 00854

Piśmiennictwo

- [1] DI CAPRIO F, BUDA R, MOSCA M, CALABRO A, GIANNINI S: *Foot and lower limb diseases in runners: assessment of risk factors*. J Sports SciMed. 2010 Dec; 9(4):587–596.

- [2] Willems TM, De Ridder R, Roosen P: *The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running*, Gait Posture. 2012 Mar; 35(3):40–59.
- [3] BOMPA TO, HAFF GG: *Periodyzacja. Teoria i metodyka treningu*. Warszawa: Biblioteka Trenera; 2010.
- [4] ADELAAR RS: *The practical biomechanics of running*, Am J Sports Med. 1986 Nov–Dec; 14(6):497–500.
- [5] JAAKKO S: *Kinematic and kinetic differences between shod and barefoot running*, Master's. Jyväskylä: Thesis in Biomechanics Department of Biology of Physical Activity University of Jyväskylä; 2016.
- [6] DE WIT B, DE CLERCQ D, AERTS P: *Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running*. J Biomech. 2000; 33: 269-278.
- [7] ESLAMI M, BEGON M, FARAHPOUR N, ALLARD P: *Forefoot–rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running*. Clin Biomech. 2007; 22:74–80.
- [8] MCNAIR P, MARSHALL RN: *Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes*. Br J Sp Med. 1994; 28(4).

Symulacja uszkodzeń stopy w trakcie biegu

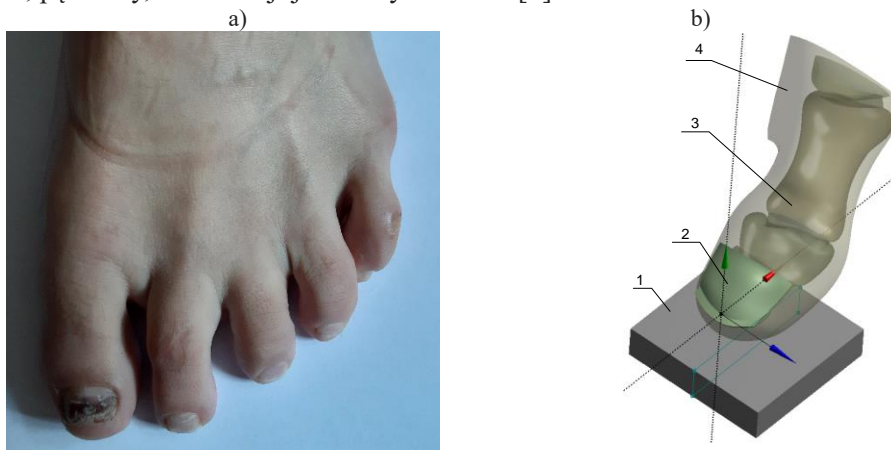
T. KLEKIEL, M. RATAJCZAK, R. BĘDZIŃSKI

¹Katedra Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Zielonogórski, ul Licealna 9, 65-419 Zielona Góra e-mail autorów: t.klekiel@ibem.uz.zgora.pl, m.ratajczak@uz.zgora.pl, r.bedzinski@ibem.uz.zgora.pl

Słowa kluczowe: Bieg, uszkodzenia stóp, modelowanie, metoda elementów skończonych

1. Wprowadzenie

Bieg jako naturalna forma ruchu wymusiła odpowiednie uwarunkowania anatomiczne do tego aby skutecznie przenosić obciążenia. Obecnie bieg zyskuje na popularności jako rodzaj treningu zdrowotnego jednak towarzyszą jemu urazy zarówno struktur więzadłowo - mięśniowych, stawowych i kostnych. Przepływ energii podczas biegu zaczyna się i kończy na stopie, na której opiera cały układ lokomocji [1]. W trakcie biegu, obciążeniu i urazom ulegają struktury kostne i mięśniowe naszych stóp, ale również obserwowane są urazy skóry jak i paznokci [2,3]. Na powstanie zmian skórnych mają wpływ przede wszystkim długotrwałe siły ucisku, uderzenia, czy tarcia. Powodują one pojawienie się: nagniotków, modzeli, odcisków, krwiałków, brodawek wirusowych, grzybic, pęcherzy, deformacji jak i innych zmian [4].

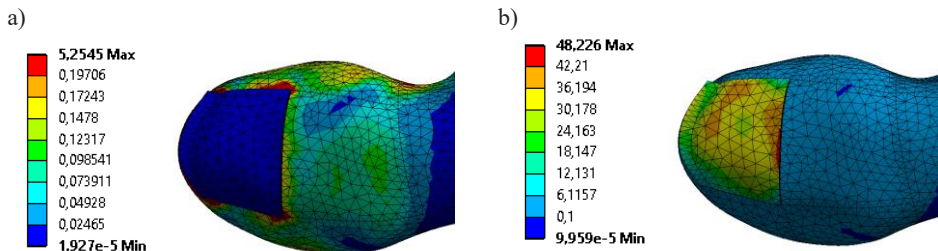


Ryc.1. a) - widok uszkodzonej płytki paznokciowej typu „Palec biegacza”, b) model Palca stopy.

U biegaczy można wyróżnić zasadniczo dwa źródła prowadzące do uszkodzenia płytki paznokciowej. Jedną z patologicznych zmian jest dystroficzna zmiana paznokci. U biegaczy częstym schorzeniem jest tak zwany tzw. „**Palec biegacza**”. Określenie to dotyczy najdłuższego palca stopy (często palca drugiego), który podczas biegu nieustannie dynamicznie oddziałuje na przednią powierzchnie buta prowadząc do wspomnianych zmian i uszkodzeń. **Onycholiza** powstaje w konsekwencji nadmiernego ucisku na płytkę [5]. Jest to odwarstwienie płytki paznokciowej od łożyska w wyniku czego powstaje wolna przestrzeń pod paznokciem. W pracy przeanalizowano wyniki modelowania dwóch przypadków obciążenia dużego palca pod kątem wyjaśnienia mechanizmu powstawania urazu płytki paznokciowej.

2. Materiały i metody

Paznokieć w 95% składa się z keratyniny a 5% to wapń, lipidy i woda. Paznokcie są mocno unaczynioną i unerwioną częścią ciała co sprawia, że przy uderzeniu lub przytrzaśnięciu paznokcia odczuwalny jest silny ból. Istotnymi elementami paznokcia są: 1. płytką paznokcia która składa się z warstwy grzbietowej zbudowanej z ciasno rozłożonych zrogowaciałych komórek, warstwy pośredniej zbudowanej z luźno rozłożonych komórek oraz z warstwy wewnętrznej składającej się z nabłonka. 2. Łożysko paznokcia które łączy naskórek z płytką, przewodząc do niej substancje odżywcze. 3. Macierz paznokcia - spodnia część z której tworzony jest paznokieć.



Ryc.2. Wyniki dla obciążenia palucha: a) odkształcenia tkanek b) naprężenia występujące w tkankach.

Opracowano model stopy z uwzględnieniem płytki paznokciowej na paluchu. Parametry mechaniczne dla płytki paznokciowej przyjęto na podstawie badań eksperymentalnych równe $E=8$ GPa. Współczynnik Poissona przyjęto 0.3. Parametry dla kości to moduł Younga $E=10$ GPa, współczynnik Poissona 0.3. Tkanka łączna oraz skóra została zamodelowana jako materiał izotropowy dla którego moduł Younga przyjęto równy $E=6$ MPa, współczynnik Poissona 0.49. Szczegóły modelu opracowano na podstawie innych prac opisanych w pracy [6].

3. Podsumowanie

Rycina 2 przedstawia wyniki dla przypadku w którym stopa porusza się wzdłuż podeszwy buta. Rycina 2.a przedstawia rozkład przemieszczeń skóry. Maksymalne wartości odkształceń znajdują się w miejscu występowania obróbka bocznej, co może wskazywać na przyczyny powstawania mikro urazów paznokcia w miarę oddziaływania obciążeń cyklicznych. Wskutek obciążenia stopy w fazie podporu lub wybicia, naprężenia koncentrują się поблизу obróbka naskórkowej (Ryc. 2b). Mocno ukrwione struktury łożyska sprzyjają powstawaniu krwiaków, które w konsekwencji prowadzą do utraty płytki paznokciowej.

Opracowany model pozwolił przeanalizować różne warianty obciążenia palca pod kątem niebezpieczeństwa powstania urazu paznokcia. Przeprowadzone obliczenia pozwoliły potwierdzić przyczyny powstawania uszkodzeń płytki paznokciowej oraz wskazać w jakich warunkach niniejszego urazu można by uniknąć.

Piśmiennictwo

- [1] GIBBS R, BOXER M. *The biomechanics of locomotion. J Dermatol Surg. Oncol.* 1980;6:4.
- [2] ZAIAS N., REBELL G., CASAL G., APPEL J., *The asymmetric gait toenail unit sign, (2012) skinned 10(4):213-7*
- [3] ZAIAS N, OERTEL I, ELLIOT DF. *Fungi in toenails. J Invest Dermatol.* 1969;53:140.
- [4] MORTIMER PS, DAWBER RP. *Trauma to the nail unit including sports injuries. Dermatol Clin.* 1985;3:415–420.
- [5] BARAN R, HAY RJ, TOSTI A, HANEKE E. *A new classification of onychomycosis. Brit J Dermatol.* 1998;139:567–571.
- [6] KLEKIEL T., SŁAWIŃSKI G., BĘDZIŃSKI R. (2019) ANALYSIS OF THE LOWER LIMB MODEL RESPONSE UNDER IMPACT LOAD. IN: ARKUSZ K., BĘDZIŃSKI R., KLEKIEL T., PISZCZATOWSKI S. (EDS) *Biomechanics in Medicine and Biology. BIOMECHANICS 2018. Advances in Intelligent Systems and Computing, vol 831. Springer, Cham*

Strategia biegu na 400 m przez płotki mężczyzn – w poszukiwaniu parametrów czasowych

J. ISKRA¹, K. PRZEDNOWEK²

¹Wydział Wychowania Fizycznego i Fizjoterapii Politechniki Opolskiej, Opole, j.iskra@awf.katowice.pl

²Wydział Wychowania Fizycznego Uniwersytetu Rzeszowskiego, Rzeszów, krzprz@ur.edu.pl

Słowa kluczowe: strategia biegu, bieg na 400 m przez płotki, parametry czasowe, międzyczasy biegu.

1. Wstęp

Strategia wysiłku fizycznego w cyklicznych dyscyplinach sportu ważny fragment doskonalenia mistrzostwa sportowego. W tym zakresie penetracji naukowej najczęściej analizowane są lekkoatletyczne biegi wytrzymałościowe, konkurencje pływackie oraz biegi narciarskie [1,2]. Zgodnie z poglądami trenerów i wynikami analiz naukowych sposób pokonywania dystansu 400 m przez płotki opiera się na strategii tempa biegu oraz liczby kroków wykonywanych między płotkami oraz wyboru kończyny dolnej (=nogi atakującej) w czasie pokonywania płotek [3]. Analiza struktury czasowej biegu na dystansie 400 m przez płotki (liczba płotek – 10, wysokość płotka – 91 cm, odległości między płotkami – 35 m) ma 50-letnią historię [4] i jest kontynuowana z uwzględnieniem kolejnych imprez o charakterze mistrzowskim. Dotychczas podstawowym elementem analizy była ocena czasu pokonania kolejnych odległości między płotkami oraz uwzględnienia międzyczasów biegu [m.in. 5,6].

Celem pracy była ocena strategii biegu na 400 m przez płotki mężczyzn z uwzględnieniem różnorodnych parametrów czasowych. Pośrednio starano się wyłonić te parametry czasowe biegu, które mają decydujące znaczenia w poszczególnych fragmentach biegu.

2. Materiał i metody

W analizie wykorzystano dane pochodzące z finałowych biegów rozgrywanych na imprezach rangi mistrzowskiej (igrzyska olimpijskie, mistrzostwa świata, mistrzostwa Europy) z lat 1968-2017. Dane te zgromadzono na podstawie obszernego piśmiennictwa, gromadzonego w trakcie analiz kinematycznej struktury ruchu w biegu na 400 m przez płotki [m.in. 7,8]. W sumie analizowano parametry czasowe 141 zawodników (rekord życiowy: 48,39±0,67 s, wiek: 22,04±1,14 lat, wysokość ciała: 185,84±5,81 cm, masa ciała: 76,25±5,92 kg), uczestniczących w zawodach 276 razy.

Wyboru parametrów czasowych dokonano na podstawie wcześniejszych prac oraz doświadczenia w szkoleniu płotkarzy wysokiego poziomu sportowego [9]. W sumie w analizie wykorzystano ponad 100 parametrów czasowych, podzielonych na parametry cząstkowe, międzyczasy biegu, różnice czasów wybranych fragmentów biegu oraz wskaźniki.

W analizie danych uwzględniono podstawowe parametry statystyczne, analizę korelacji z wynikiem końcowym oraz analizę czynnikową przeprowadzoną dla trzech fragmentów biegu (H_{1-3} , H_{4-7} oraz H_{7-10}).

3. Wyniki i dyskusja

Wyniki wskazują wzrost prędkości biegu w pierwszej jego części, a następnie stopniowy spadek w kolejnych fragmentach biegu. Analiza korelacji i analiza czynnikowa wyodrębniły parametry decydujące o skuteczności (= minimalnego czasu) biegu w trzech częściach dystansu. Dane wskazują, że każdy z trzech fragmentów biegu

pokonywany jest przez płotkarzy w inny sposób, uwarunkowany m.in. zdolnościami wysiłkowymi (wytrzymałość o charakterze anaerobowym [10] oraz techniką pokonywania płotków [11]).

Wyniki wykazują, że najważniejszą częścią dystansu 400 m przez płotki jest odcinek między 6 a 9 płotkiem. Potwierdza to, że analiza empiryczna może być pomocna w optymalizacji szkolenia płotkarzy na najwyższym poziomie zaawansowania.

Piśmiennictwo

- [1] NOAKES T.D., LAMBERT M.I., HAUMAN R. *Which lap is the slowest? An analysis of 3 world mile record performances*. British Journal of Sports Medicine, 2009, 10: 760-764.
- [2] LIPIŃSKA P. *Strategia tempa w dyscyplinach sportowych o cyklicznym charakterze ruchów ze szczególnym uwzględnieniem pływania*. AWFis Gdańsk, 2015.
- [3] ISKRA J. *Badania naukowe w biegach przez płotki*. AWF, Katowice, 2012.
- [4] HEMERY D., HOUDSON F. *Olympischer 400-m-Hürdenlauf 1968 in Zahren*. Leichtathletik 1969, 34:1236-1238.
- [5] MORIORKA, Y. *Analysis of the race-patterns of men's 400 M hurdles – the races of the XXVIth Olympiad in Atlanta 1996*. W: XVIth International Society of Biomechanics Congress, University of Tokyo. Book of Abstracts, 1997:207.
- [6] DITROLO, M., MARINI M. *Analysis of the race distribution for male 400 m hurdles competing at the 2000 Sydney Olympic Games*. New Studies in Athletics, 2000, 3:15-30.
- [7] BRÜGGEMANN G.P., MÜLLER H. *Biomechanical Research Project. Athens 1997. Final Report*. Meyer & Meyer Sport, 1999.
- [8] BEHM J.J. *Quatrache 400 haies histoire du monde 1900-2012*. Mardore, 2014.
- [9] ISKRA J. *Trening płotkarzy na 400 m*. AWF, Katowice, 2014.
- [10] ZAUHAL H., JABBOUR G., JACOB C., DUVIGNEAU D., BOTCAZOU M., BEN ABDERRAHMAN A., PRIoux J., MOUSSA E. 2010. *Anaerobic and aerobic energy system contribution to 400-m flat and 400-m hurdles track running*. Journal of Strength and Conditioning Research 2010, 9, 2309-2315.
- [11] HISERMAN J. *The art of long hurdling*. Coil Bound, 2011

Mechanika stawu kolanowego w lokomocji człowieka – chodu naturalnego i Nordic Walking

A. BARTOSZEK, S. WINIARSKI, B. PIETRASZEWSKI M. WOŹNIEWSKI

¹AWF Wrocław, al. I.J. Paderewskiego 35 Wrocław, e-mail autora: amadeusz.bartoszek@gmail.com

²AWF Wrocław, al. I.J. Paderewskiego 35 Wrocław, e-mail autora: slawomir.winiarski@awf.wroc.pl

³AWF Wrocław, al. I.J. Paderewskiego 35 Wrocław, e-mail autora: bogdan.pietraszewski@awf.wroc.pl

Słowa kluczowe: staw kolanowy, chód, kinematyka, kinetyka

1. Wstęp

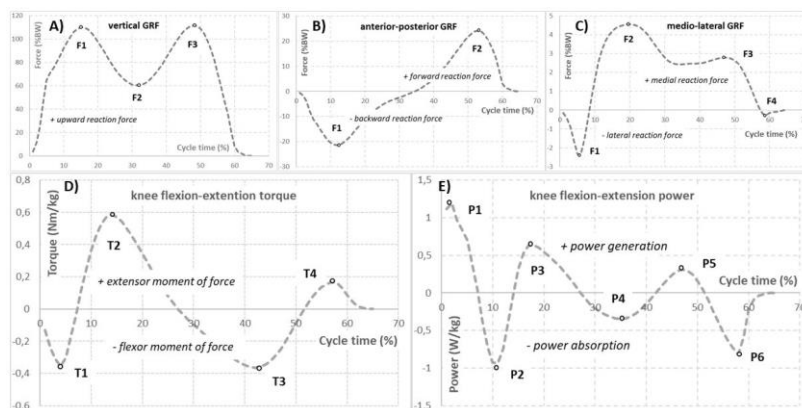
Chód człowieka uważany jest za najbardziej ekonomiczny sposób poruszania się na krótkich dystansach stanowiąc podstawową formę jego lokomocji. Nordic Walking natomiast jest bardziej ekstremalną formą lokomocji, ponieważ angażuje aż 90% gorsetu mięśniowego ludzkiego ciała, a wydatek energetyczny jak i prędkość chodu są wyższe w porównaniu do zwykłego marszu [1,2]. Jak wynika z przeglądu literatury, prędkość chodu istotnie wpływa na kinematyczny, dynamiczny i kinetyczny wzorzec chodu [3,4]. W szczególności dynamiczne zmienne (momenty sił i moce) charakteryzujące stawy kolanowy i skokowy mają związek z prędkością chodu, dlatego w pracy wykorzystano trzy samodzielnie wybierane przez osoby badane prędkości chodu (mała, preferowana, duża) oraz Nordic Walking. Przyjęto założenie, że preferowana prędkość jest to prędkość podobna do chodzenia przy prędkościach, które minimalizują wydatek energetyczny na jednostkę odległości [5]. Celem pracy był pomiar i ocena zmian we wzorcach sił reakcji podłoża, momentów siły, mocy i zakresów ruchu dla stawu kolanowego podczas fazy podparcia w lokomocji człowieka realizowanej przy różnych prędkościach.

2. Materiał i metody

Badanie przeprowadzono na 20 kobietach w wieku 20.14 ± 1.18 lat, o wysokości ciała 168.6 ± 8.0 cm i 62.6 ± 8.3 kg masy ciała. Zadaniem podczas eksperymentu było pokonanie dystansu ok. 10 metrów z trzema różnymi prędkościami: małą (LWS), preferowaną (PWS) i dużą (HWS) z 3 powtórzeniami, co pozwalało na wyodrębnienie 9 cykli chodu dla każdej badanej prędkości chodu. Do pomiarów dynamiki ruchu podczas przeprowadzonych badań oraz w ich późniejszej analizie wykorzystano system do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart. Składa się on z 6 kamer optoelektronicznych IR (o częstotliwości 250Hz) oraz 2 platform tensometrycznych Kistler 9286A i 2 wzmacniaczy Kistler 9865. Uzyskane czasoprzestrzenne dane o chodzie pozwoliły na obliczenie wielkości dynamicznych, które posłużyły do wyliczenia zmiennych czasowo-przestrzennych oraz zmiennych kątowych dla obu kończyn dolnych. Analizy opisowe zmiennych chodów obejmowały m.in. zakres ruchu w stawie kolanowym (KFE), mięśniowe momenty sił (T1-T4) i moce (P1-P6) rozwijane w stawie kolanowym oraz sił reakcji podłoża (F1-F4) (Rys.1). Wszystkie procedury statystyczne przeprowadzono przy użyciu oprogramowania Statistica™ 13.1 (TIBCO Software Inc., Palo Alto, CA, USA).

3. Wyniki

Badani chodzili ze średnią prędkością $1,04 \pm 0,12$ m/s dla prędkości LWS, $1,32 \pm 0,14$ m/s dla PWS i $1,62 \pm 0,14$ m/s dla HWS dla chodu naturalnego, natomiast dla chodu Nordic Walking średnia wartość prędkości wynosiła $2,1 \pm 0,1$ m/s.



Ryc. 1 Obserwowane zmienne pochodzące od składowych siły reakcji podłoża (A-C), momentu siły podczas zginania-prostowania w stawie kolanowym (D) i mocy podczas zginania-prostowania w stawie kolanowym (E).

Tab. 1 Wartości obserwowanych zmiennych dla szczytowych wartości dodatnich i ujemnych (Max +, Max -) i zakresów ruchu (ZR) dla uśrednionych prawych i lewych kończyn dolnych przy niskiej (LWS), preferowanej (PWS) i wysokiej (HWS) prędkości poruszania się pochodzących ze zmian kątowych podczas fazy zginania-prostowania (KFE) w stawie kolanowym.

	Chód naturalny						Chód Nordic Walking					
	LWS		PWS		HWS		LWS		PWS		HWS	
	Max +	Max -	ZR	Max +	Max -	ZR	Max +	Max -	ZR	Max +	Max -	ZR
KFE	60,3	1,6	58,4	61,5	1,4	59,6	61,8	0,7	61,3	63,2	-4,5	67,7*

*Znaczące różnice między NW a LWS, PWS i HWS, $p < 0,05$

4. Dyskusja

W niniejszej pracy przedstawiono dane referencyjne dotyczące prędkości chodu dla dynamicznych parametrów czasoprzestrzennych dla stawu kolanowego podczas naturalnego chodu oraz chodu Nordic Walking młodych, zdrowych kobiet. Znalezione istotne zmiany obserwowanych parametrów związane ze zwiększającą się prędkością chodu. Wyniki pokazały, że wraz ze wzrostem prędkości, zwiększają się również wartości analizowanych parametrów takie jak: momenty siły (T1-T4) i moc (P1-P6) generowana w stawie kolanowym, siły reakcji podłoża (F1-F4) oraz zakresy ruchu w badanym stawie. Wyniki badań posłużyć mogą do wyznaczenia normy stanowiącej odniesienie w badaniach chodu patologicznego. Dane referencyjne zostały opracowane w specjalistycznej Pracowni Analiz Biomechanicznych AWF we Wrocławiu, która posiada procedurę w ramach Systemu Zarządzania Jakością ISO 9001:2009.

Piśmiennictwo

- [1] PELLEGRINI B, PEYRE-TARTARUGA LA, ZOPPIROLI C, et al. *Exploring muscle activation during Nordic walking: a comparison between conventional and Uphill walking*. PLoS ONE. 2015;10:e0138906.
- [2] SUGIYAMA K, KAWAMURA M, TOMITA H, KATAMOTO S. *Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and Nordic walking on a treadmill*. J Physiol Anthropol. 2013;32:2.
- [3] JORDAN, K., CHALLIS, J.H., NEWELL, K.M., *Walking speed influences on gait cycle variability*. 2007, Gait Posture 26, 128–34.
- [4] PIETRASZEWSKI, B., WINIARSKI, S., JAROSZCZUK, S. *Three-dimensional human gait pattern – reference data for normal men*. 2012, Acta Bioeng. Biomech. 14, 9–16.
- [5] KULAGA, Z., LITWIN, M., TKACZYK, M., RÓZDŻYŃSKA, A., BARWICKA, K., GRAJDA, A., ŚWIĄDER, A., GURZKOWSKA, B., NAPIERALSKA, E., PAN, H. *The height-, weight-, and BMI-for-age of Polish school-aged children and adolescents relative to international and local growth references*. 2010, BMC Public Health 10, 109.

Strategia chodu kobiet w okresie ciąży - badania longitudinalne

W. FORCZEK¹, A. MASŁOŃ², B. FRĄCZEK³, A. SUDER⁴, M. CURYŁO⁵, M. SALAMAGA⁶,
Y. IVANENKO⁷

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

²Zakład Rehabilitacji w Ortopedii, Katedra Rehabilitacji Klinicznej, Wydział Rehabilitacji Ruchowej, AWF w Krakowie, agata_maslon@yahoo.com

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

⁴Zakład Anatomii, Katedra Fizjoterapii, Wydział Rehabilitacji Ruchowej, AWF w Krakowie, agnieszka.suder@poczta.fm

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

⁶Katedra Statystyki, Uniwersytet Ekonomiczny w Krakowie, salamaga@uek.krakow.pl

⁷Laboratory of Neuromotor Physiology, IRCCS Fondazione Santa Lucia, Rome, y.ivanenko@hsantalucia.it

Słowa kluczowe: biomechanika, chód, ciąża, miednica, obszar podparcia

1. Wstęp

Ciąża wywołuje u kobiety szereg zmian mających na celu przystosowanie jej ciała do stale zwiększających się wymagań płodu. Adaptacja organizmu matki dotyczy zarówno narządów płciowych, jak i funkcjonowania układów: hormonalnego, sercowo-naczyniowego, oddechowego, czy kostno-mięśniowego. Zmiany hormonalne przyczyniają się do rozluźnienia połączeń stawowych, głównie struktur w obszarze miednicy, jak również peryferyjnych stawów. **Cel pracy:** główna hipoteza badawcza pracy zakłada, że wzorzec chodu kobiet ulega zmianie wraz z zaawansowaniem ciąży.

2. Materiał i metody

Badania przeprowadzono w Zakładzie Biomechaniki AWF w Krakowie w latach 2015 - 2018. Sesje pomiarowe na każdym etapie badań prowadzone były wg tego samego protokołu. Rozpoczynała je szeroka gama pomiarów antropometrycznych. Następnie miała miejsce rejestracja chodu kobiet z naturalną, swobodną prędkością. Kinematyczna rejestracja chodu odbywała się przy pomocy systemu do trójwymiarowej analizy ruchu Vicon 250 (Oxford Metrics Ltd.; Oxford, UK) złożonego z pięciu kamer pracujących na pograniczu światła widzialnego i podczerwieni.

Grupę badawczą stanowiło $n = 30$ kobiet (19 pierworódek, 8 kobiet w drugiej i 3 w trzeciej ciąży). Średnia wieku badanych na początku eksperymentu wynosiła 30.3 ± 3.4 lat, wysokość ciała 167.1 ± 4.4 cm, masa ciała 61.5 ± 6.6 kg, a BMI 21.9 ± 2.0 kg/m². Kobiety uczestniczyły w 3 sesjach pomiarowych (P1-P3), odbywających się kolejno: P1 - w I trymestrze (12 tydzień ciąży), P2 - w II trymestrze (25 tydzień ciąży) oraz P3 - w III trymestrze ciąży (36 tydzień ciąży).

W kinematycznej ocenie lokomocji zwrócono uwagę na ocenę zmian w obrębie głównych stawów kończyn dolnych (skokowego, kolanowego i biodrowego) i miednicy. Ponadto zbadano, w jaki sposób rozwijający się płód wpływa na strategię stawiania stóp na podłożu.

3. Wyniki

Analiza wyników wykazała wzrost średnich wartości zmiennych antropometrycznych wraz z zaawansowaniem ciąży: masa ciała (61.5/67.4/72.6 kg), BMI (21.9/24/25.9 kg/m²) i szerokość miednicy (25.4/26.7/27.4 cm). Nie odnotowano wpływu ciąży na poziom podstawowych parametrów czasowo-przestrzennych chodu: szybkości, częstości

i długości kroku, choć niespodziewanie istotna okazała się być różnica w czasie trwania fazy pojedynczego podporu ($p = 0.02$). Ponadto znaczące różnice stwierdzono w obu zmiennych charakteryzujących stabilność lokomocyjną badanych: IAD (ang. *Inter Ankle Distance*) i IMD (ang. *Inter Metatarsal Distance*) istotnie rosły wraz z zaawansowaniem ciąży ($p = 0.00$).

Analiza kinematyczna wykazała znacznie wyższe wartości kąta w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej w całym cyklu chodu w II i III trymestrze w porównaniu do trymestru I ($p < 0.05$). Również istotnie wyższe wartości kąta odnotowano pomiędzy trymestrem III a II w przedziale 23-100% cyklu chodu ($p < 0.05$). Stan zaawansowania ciąży (P2 i P3) skutkował istotnie większymi wartościami pochylenia miednicy ku przodowi w porównaniu z okresem wczesnej ciąży (P1) w całym cyklu chodu ($p < 0.05$).

4. Wnioski

Okres ciąży nie wpływa istotnie na podstawowe zmienne czasowo-przestrzenne chodu, takie jak: szybkość kroczenia, długość cyklu, częstotliwość kroków, czy ruchomość stawów kończyn dolnych. Zmiany w zewnętrznym obrazie techniki chodu ciężarnych kobiet są następstwem adaptacji natury anatomicznej, a główne modyfikacje mają miejsce w obszarze miednicy i stawu biodrowego. Kobiety spodziewające się dziecka, realizują chód w taki sposób, by możliwie maksymalizować bezpieczeństwo własne i rozwijającego się płodu.

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] 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>
- [3] CALGUNERI M, BIRD H, WRIGHT V. *Changes in joint laxity occurring during pregnancy*. *Ann Rheum Dis*. 1982; 41:126–8.
- [4] FORCZEK W, IVANENKO YP, BIELATOWICZ J, WACŁAWIK K. *Gait assessment of the expectant mothers – Systematic review*. *Gait Posture* 2018; 62: 7–19.
- [5] MCCRORY JL, CHAMBERS AJ, DAFTARY A, REDFERN MS. *Dynamic postural stability during advancing pregnancy*. *J Biomech* 2010; 43:2434–9.
- [6] SEGAL N, CHU SR. *Musculoskeletal Anatomic, Gait, and Balance Changes in Pregnancy and Risk for Falls* [in:] *Musculoskeletal Health in Pregnancy and Postpartum* 2015. DOI 10.1007/978-3-319-14319-4_1.
- [7] WHITCOMBE K, SHAPIRO LI, LIEBERMAN DE. *Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins*. *Nature* 2007; 450: 1075.

Biomechanical innovation aimed at improving people quality of life. IBV'S Experience

A. OLTRA PASTOR

Institut of Valencia

INTRODUCTION

Founded in 1976, the Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), or Biomechanical Institute of Valencia, is a centre coordinated jointly by the IVACE (Valencian Institute of Business Competitiveness) and the Universitat Politècnica de València. Dedicated to research, development and training in the sphere of biomechanics, the IBV enjoys remarkable international standing, conducting research into the behaviour of the human body and its relationship with the products, environments and services that people use. Without question, the IBV constitutes a dynamic multi-disciplinary institution, combining knowledge derived from biomechanics, ergonomics and emotional engineering in order to offer a wide range of services and products relating to human health and wellbeing, thereby contributing to improving quality of life while optimizing business competitiveness through technology transfer. IBV's R&D is focused on various fields relating to biomechanics, such as: automotive and mass transit, sports, habitat, clothing, children and children's products, elderly people and dependency care, rehabilitation and personal autonomy, health in the workplace, healthcare technology and tourism and leisure. As a pivotal centre of excellence, the IBV represents a starting point for close collaboration with society and the business world, guaranteeing the very best service for its customers in terms of quality, efficiency and opportunities for innovation, staying one step ahead of market demands and always placing people at the very centre of its innovation processes. The current key objective of the IBV consists in promoting person-orientated innovation, ensuring the generation of social and economic benefit from its R&D results. Thanks to the philosophy of the IBV and the quality of the research conducted by its experts, this paramount objective has been fully and successfully achieved. The significant contribution to the development of scientific fields connected with biomechanics and, above all, the scientific and social impact generated by the work of the Instituto Biomecánica de Valencia team categorically merit the recognition and commendation of the university community of the Universitat Politècnica de València.

INNOVATION STRATEGY

Innovation strategy of IBV places people in the centre of the processes of innovation, actively participating in the different stages that compose them to identify needs and opportunities, devise solutions able to answer them, design them in detail and validate them, produce them, assign them, keep them and retrieve them, fully considering the life cycle of goods and services on which it innovates, with the aim of increasing the ratio between the value perceived by your recipients users and the price to be paid by them. To reach its objectives, IBV's Scientific and technological lines are developed in five key

areas (figure 1), in which it is combined different knowledge related to anthropometry, biomechanical evaluation, design of interfaces and promotion and health care.

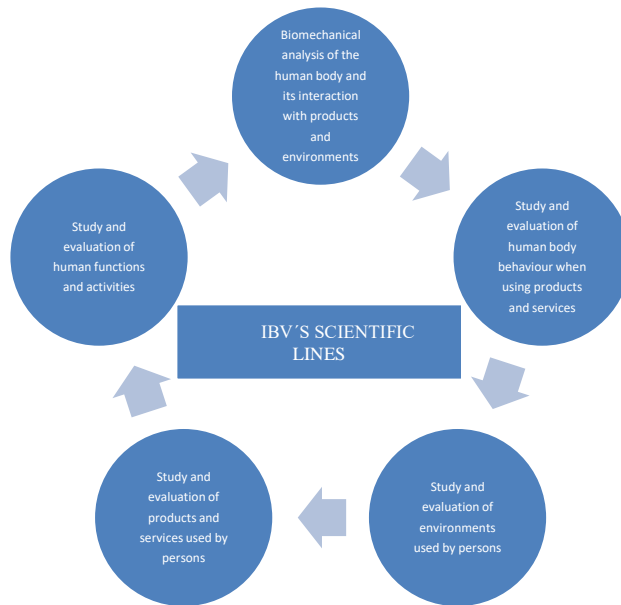


Figure 1 IBV's Scientific lines

SUCCESS STORIES

Some of the main achievements reached by IBV have been in the field of Anthropometry and Human Movement Analysis, which have allowed IBV to design a comprehensive and diverse portfolio of technological products and applications aimed at studying human being and improving professionals' skills related to health and quality of life. Among others, a 3D dynamic scanner and an innovative biomechanical application to assess fall risk in older adults are just some of the last development launched by IBV, which represent a step forward in biomechanical evaluation of human being. 3D Dynamic Scanner FallSKIP.



Modular photogrammetry-based 3D/4D capture and analysis system able to process a 3D scan and obtain accurate metrics and “clean” and complete 3D models that facilitate product design and virtual simulation. The automatic processing of markerless human 3D scans is not trivial, especially in non-standard poses. It becomes even more challenging in the case of processing a series of 3D scans of humans performing real-life or sports movements.



Innovative and reliable biomechanical application to evaluate fall risk in older adults By means of a wearable device, the system allows professionals to obtain a comprehensive assessment of locomotor system, including gait pattern, balance, muscular strength and reaction capability.

Sesja Plakatowa

P. Aschenbrenner

Pół wieku (1969-2019) aktywności zawodowej profesora Włodzimierza Stefana Erdmanna.
AWFiS Gdańsk

Z. Bańkosz, S. Winiarski

Kinematyka uderzeń topspinowych w tenisie stołowym – międzyplciowe zróżnicowanie parametrów kinematycznych.
AWF Wrocław

A. Błaszczyk, A. Fryzowicz, M. Ogurkowska

Elektromiograficzna ocena fenomenu zgięcia – relaksacji w kontekście parametrów geometrycznych kręgosłupa u pracowników fizycznych przemysłu motoryzacyjnego. AWF Poznań

D. Danczewicz-Nosko, W.S. Erdmann

Zawody łyżwiarstwa szybkiego (long track) Pucharu Świata Tomaszów mazowiecki 2018: analiza wstępna. AWFIS Gdańsk

W.S. Erdmann

Wybrane opinie biomechaniczne dla instytucji prawniczych w obszarze kultury fizycznej.
AWFiS Gdańsk

W.S. Erdmann, D. Danczewicz-Nosko

Podstawy biomechaniki łyżwiarstwa szybkiego (long track): kompendium. AWFIS Gdańsk

D. Iwańska, T. Ćwil, P. Tabor, A. Mastalerz, Cz. Urbanik

Preaktywacja mięśni podczas pomiaru czasu reakcji i czasu motorycznego. AWF Warszawa

S. Łubiński, A. Struzik

Ustawienie stóp w fazie odbicia a uniesienie ogólnego środka masy przy rzucie z wysoku.
AWF Wrocław

A. Mazurkiewicz, P. Tabor, Cz. Urbanik

Biomechaniczne determinanty kąta rotacji ciała wokół osi długiej w łyżwiarskim ćwiczeniu rotacyjnym. Badania pilotażowe. AWF Warszawa

E. Połak, R. Ślugaj, A. Gardzińska

Ocena wpływu przebywania w symulatorze na stabilność posturalną pilotów. Politechnika Rzeszowska

M. Staniszewski

Wpływ zmian obciążenia zewnętrznego na biomechaniczne składowe wysoku pionowego.
AWF Warszawa

M. Staniszewski, A. Mastalerz

Biomechaniczne składowe wskakiwania i zeskakiwania ze schodów. AWF Warszawa

M. Staniszewski, P. Zybko

Wpływ czterotygodniowego rejsu żeglarskiego na zaburzenia równowagi ciała. AWF Warszawa

M. Syrek, U. Zdanowicz, R. Śmigielski, M. Staniszewski

Charakterystyka parametrów biomechanicznych wysoku pionowego na platformie dynamometrycznej u osób po całkowitej trójpiętkowej rekonstrukcji ścięgna Achillesa.
Carolina Medical Center Warszawa

A. Szpala, M. Mirus

Test dwóch wag jako biomechaniczna ocena zrównoważenia pionowej postawy ciała w płaszczyźnie czołowej studentów kierunku wychowanie fizyczne. AWF Wrocław

P. Szyszka, A. Czapliski, T. Sacewicz

Kąt ustawiania tułowia w poszczególnych technikach przysiadu ze sztangą przy zastosowaniu różnego obuwia. AWF Biała Podlaska

R. Urbański, W. S. Erdmann, P. Aschenbrenner

Badania rozkładu prędkości oraz wysiłku organizmu na podstawie zużycia tlenu podczas biegu studentów wychowania fizycznego. AWFIS Gdańsk

P. Zalewska, S. Piszczatowski, J. Skubich, T. Guszczyn, A. Góralczyk

Ocena propriocepcji w stawie kolanowym z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim. Politechnika Białostocka

Pół wieku (1969-2019) aktywności zawodowej profesora Włodzimierza Stefana Erdmanna

P. ASCHENBRENNER¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk, sqarko@gmail.com

Słowa kluczowe: Erdmann, praca zawodowa, biomechanika, sport, inżynieria, globetrotter



1. Lata szkolne i studenckie

Włodzimierz Stefan Erdmann urodził się 3 września 1949 roku w Toruniu. Jego 70 lat życia i 50 lat pracy zawodowej było i jest niezwykle bogate. Zaczynał życie sportowe jako wioślarz w klubie AZS Toruń (mistrzostwo Polski młodzików/juniorów młodszych). Reprezentował szkołę w piłce ręcznej i koszykowej, lekkiej atletyce (rzut dyskiem), strzelectwie. Na maturę przygotowywał się najpierw z biologii, ale później wybrał fizykę. W dalszym życiu połączył te dwa obszary wiedzy. Z biomechaniką profesor Erdmann zetknął się w uczelni wychowania fizycznego w Poznaniu (A. Kabsch, L. B. Dworak). W pierwszym terminie egzaminu prawie wszyscy studenci uzyskali ocenę niedostateczną, podczas gdy Erdmann zdał na ocenę bardzo dobrą. Przygotowywał on później do egzaminu kilkadziesiąt koleżanek i kolegów. W tym samym 1969 roku Dworak zaprosił Erdmanna do Studenckiego Koła Naukowego Biomechaniki. Wykonał tam pracę o kulturystach i o studentach specjalizacji narciarskiej. Pracę magisterską pisał o badaniach siły kadry narodowej i olimpijskiej wioślarzy. Na badania jeździł wraz z kolegą do Ślesina koło Konina, Bydgoszczy, Zakopanego.

2. Zainteresowania naukowe w uczelni w Gdańsku

W. S. Erdmann rozpoczął pracę zawodową w uczelni wychowania fizycznego w Gdańsku w 1971 roku. Wykonał m.in. badania siły zawodników judo – kadry narodowej i specjalizacji studenckiej. Stwierdził słabszą siłę obronną zawodników z ich prawej strony gdyż najczęściej byli rzucani w prawo i broniły zawodnika mięśnie lewej strony. Trener R. Zieniawa, który zlecił badania, na tej podstawie najpierw w klubie, później w kadrze zmienił taktykę rzutów. Odtąd zawodnicy polscy rzucali przeciwników w ich lewą stronę. Według trenera m.in. to było przyczyną zdobycia przez zawodników polskich złotego (W. Legień) i srebrnego (J. Pawłowski) medalu na Igrzyskach Olimpijskich w Seulu. W 2011 roku Erdmann i Zieniawa opublikowali 300-stronicową monografię *Biomechanika judo*. Według wydawnictwa Akademii Wychowania Fizycznego i Sportu w Gdańsku była to pozycja, która rozeszła się najszybciej w historii uczelni. Kolejnego roku było opublikowane drugie wydanie.

Początkowo Erdmann zamierzał doktoryzować się z biomechaniki judo lecz trudności ze sprzętem badawczym, a także zgłoszenie się trenera płotkarzy (400 m) spowodowały, że w 1976 r. opracował dysertację „*Biomechaniczno-morfologiczne kryteria selekcji zawodników do biegu na 400 m przez płotki*” (promotor: A. Kabsch). Dowiódł w niej znaczenia momentu bezwładności kończyn dolnych płotkarzy przy ataku płotka, a zwłaszcza przy ruchu wyprostowaną kończyną po jego pokonaniu.

Po doktoracie przebywał dwa lata w USA (1981-1982), najpierw na zaproszenie przewodniczącego Międzynarodowego Towarzystwa Biomechaniki (ISB) profesora R. C. Nelsona w The Pennsylvania State University, a później w nowojorskim Columbia

University (prof. J. Higgins). Następnie podjął się opracowania rozprawy habilitacyjnej, którą obronił w 1996 roku: „*Badania wielkości geometrycznych i inercyjnych tułowia mężczyzn uzyskanych metodą tomografii komputerowej*”. Znajomość kilku języków oraz obycie w świecie pozwoliły profesorowi na organizację wielu międzynarodowych wypraw badawczych. Był zapraszany jako research associate, a później także jako visiting professor do wielu krajów świata, w tym: Australia, Brazylia, Japonia, Szwajcaria, USA. Odbył wizyty studyjne w wielu uczelniach świata, m.in. w Harvard University, Massachusetts Institute of Technology, University of California Los Angeles. W 1989 roku odbył podróż dookoła świata.

Na zapotrzebowanie praktyki sportowej opracował szereg metod badawczych, które są wykorzystywane obecnie w wielu krajach świata. Była to kompleksowa rejestracja i analiza gier sportowych, zwłaszcza piłki ręcznej i nożnej gdzie w kadrze kamery z szerokokątnym obiektywem widoczni byli wszyscy zawodnicy przez cały czas trwania meczu, w każdym miejscu boiska. Analiza kinematyczna dotyczyła pojedynczych zawodników, formacji i całej drużyny. Uznanie dla metody wyraził sekretarz generalny FIFA J. Blatter, a także F. Beckenbauer. Następnie, rejestracja i analiza rozstawienia wszystkich tyczek slalomu, slalomu giganta, super giganta i zjazdu narciarstwa alpejskiego. Badania wykonano w Słowenii, Italii, Austrii, Niemczech, Norwegii. Po zarejestrowaniu przejazdu zawodnika można było ustalić rozkład prędkości na całej trasie przejazdu. Z metodą zapoznano Alberto Tomba z Italii, a także kadrę austriacką. Erdmann z Aschenbrennerem mieli pracować dla tej kadry, ale Austriacy wzięli pomysł i zrezygnowali z Polaków. Na podstawie analizy biegów długodystansowych, zwłaszcza maratońskich, a także konkurencji pływackich, narciarstwa biegowego, łyżwiarstwa szybkiego, wioślarstwa, kolarstwa, Erdmann wprowadził prawo biologiczne mówiące o tym, iż w wysiłku długotrwałym najlepszy jest rozkład prędkości lekko narastający, a odchyłki od jej trendu powinny być minimalizowane. Powyższe prace zostały wykonane we współpracy z Aschenbrennerem, Czerwińskim, Dancewicz-Nosko, Dargiewiczem, Lipińską, Urbańskim. Erdmann jest autorem kilku wynalazków, w tym opatentowanego wiosła dwuczęściowego.

Prof. Erdmann opublikował bardzo dużą ilość artykułów, w tym 3 w *Journal of Biomechanics*, także m.in. w *Human Movement Science*, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, *Sports Medicine*. Opublikował 7 monografii, m.in. *Metody obrazowe, Qatar and sport 2010, Biomechanika, Inżynieria rehabilitacji ruchowej* (dwie ostatnie dla Politechniki Gdańskiej). Jest autorem około 20 rozdziałów w monografiach, w tym wydanej w Londynie *Biomechanics and Human Movement Science*. Był jedynym z krajów Europy środkowej i wschodniej zaproszonym przez przewodniczącego Międzynarodowego Towarzystwa Biomechaniki Sportu (ISBS) do napisania rozdziału. Wydawca napisał, że autorami rozdziałów są czołowi biomechanicy świata. Uczestniczył w bardzo dużej ilości konferencji międzynarodowych na wszystkich zamieszkałych kontynentach. Organizował z zespołem wiele spotkań naukowych, w tym dwie konferencje Polskiego Towarzystwa Biomechaniki (PTB). Był gospodarzem posiedzenia założycielskiego PTB w 1987 roku, sprawował w PTB różne funkcje, nadal przewodniczy Sądowi Koleżeńskiemu. Opracował kilkanaście opinii dla instytucji prawniczych i ekspertyz dla innych instytucji. Spotykał się i konsultował zespoły najlepszych biegaczy świata – w Etiopii Haile Gebrselassie (efektem był rekord świata w biegu maratońskim), na Jamajce Usaina Bolta.

3. Aktywność dydaktyczna, rozwoju kadr i organizacyjna

Erdmann jest autorem kierunku kształcenia „Sport” w Polsce. Opracował programy nauczania i prowadził zajęcia m.in. dla takich przedmiotów jak: biomechanika (dla 8 kierunków kształcenia, alfabetycznie: fizjoterapia, inżynieria biomedyczna, sport, terapia

zajęciowa, psychologia sportu podyplomowa, turystyka i rekreacja, wychowanie fizyczne, zdrowie publiczne), kinezylogia, urządzenia sportowe, inżynieria rehabilitacji ruchowej, a także moduł analityka sportowa.

Profesor Erdmann sprawował funkcję prorektora uczelni wf w Gdańsku, a później rektora uczelni wf w Sopocie. Od 1971 do 2018 roku, z kilkuletnią przerwą, kierował zakładem biomechaniki. Był też członkiem zarządu ISBS, był członkiem redakcji *International Journal of Sport Biomechanics* (obecnie *Journal of Applied Biomechanics*) z USA, przez 10 lat kierował Wydawnictwem AWFIS w Gdańsku. Opiekował się kilkoma habilitantami, wypromował 10 doktorów (w tym 1 z Iraku), pisał recenzje dla trzech habilitacji i czterech doktoratów, a także dla około 50 artykułów i wystąpień konferencyjnych. Współpracował z Aschenbrennerem i Urbańskim przy zamawianiu sprzętu (w sumie za około 1 mln euro) do Uczelnianego Laboratorium Wysiłku AWFIS w Gdańsku. Profesor Erdmann posiada żonę Alicję, syna i córkę, ich współmałżonków, trzy wnuczki. Lubi rysować, śpiewać, tańczyć. Pisze wspomnienia z podróży, wiersze. Lubi czytać biografie. Posiada odznakę skoczka spadochronowego, wędrował po Andach (do 5000 m), w Australii nurkował z butlą.

Kinematyka uderzeń topspinowych w tenisie stołowym - międzyplciowe zróżnicowanie parametrów kinematycznych

Z. BAŃKOSZ¹, S. WINIARSKI¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, al. Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław
ziemowit.bankosz@awf.wroc.pl
slawomir.winiarski@awf.wroc.pl

Słowa kluczowe: kinematyka, zróżnicowanie, tenis stołowy, topspin

1. Wstęp

Topspin w tenisie stołowym jest, od końca lat 50-tych ubiegłego wieku, uznawany za uderzenie najczęściej wykorzystywane nie tylko w akcjach ofensywnych ale i podczas całej gry, a także jako uderzenie najbardziej efektywne [1-4]. Uderzenia topspin forhend i bekhend są złożonymi, wielostawowymi ruchami, wykonywanymi na zasadzie proximal to distal sequences, w które zaangażowanych jest wiele mięśni, działających w różnych fazach w różnorodny sposób, w skoordynowanych łańcuchach kinematycznych. Uderzenia te najczęściej inicjowane są w fazie uderzeniowej w stawach biodrowych poprzez ruch rotacji, wspierane rotacyjnym ruchem tułowia, zgięciem, rotacją wewnętrzną bądź zewnętrzną (w zależności od rodzaju uderzenia), odwiedzeniem w stawie ramiennym, zgięciem (lub wyprostem) w stawach łokciowym i nadgarstkowym. Nie bez znaczenia są też ruchy w stawach palców [5,6]. Wartości w/w parametrów i innych związanych z kinematyką i kinetyką uderzenia topspinowego mogą się zmieniać w zależności od rodzaju uderzenia, zaangażowanej siły, warunków, które stwarza przeciwnik od parametrów piłki, kierunku ruchu, sposobu trafienia itp. [7]. Wartości parametrów kinematycznych oraz przebieg ruchu mogą być różne także w zależności od płci osób grających. Celem pracy było porównanie wybranych parametrów kinematycznych uderzeń topspin forhend i bekhend pomiędzy kobietami i mężczyznami uprawiającymi tenis stołowy.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

Materiał badań stanowiło 7 zawodniczek i 7 zawodników (seniorce i seniorzy) z czołówki rankingu Polskiego Związku Tenisa Stołowego (wszystkie badane osoby znajdowały się w pierwszej 12. rankingu). Średnia wieku kobiet 21 (± 2), a mężczyzn 23 (± 3) lata.

2.2. Metoda badań

Pomiar kinematyki ruchu odbywał się przy użyciu systemu analizy ruchu MyoMotion. Na ciele osoby badanej rozmieszczone były czujniki inercyjne, które umocowane były za pomocą specjalnie skonstruowanych taśm w ściśle określonych miejscach na ciele osoby badanej (Ryc. 1). W celu określenia momentu kontaktu piłki z rakieta zastosowany był czujnik drgań zamontowany na rakiecie.



Ryc. 1 Stanowisko badań i rozmieszczenie czujników

Każda badana osoba miała do wykonania 7 zadań w ustalonej kolejności, prezentując poszczególne odmiany uderzeń topspinowych. Każde zadanie składało się z 15 uderzeń. Piłki nagrywane były przez specjalną maszynę do wyrzucania piłek (Nevgy Robo Pong Robot 2050, Nevgy Industries, Tennessee, USA) z określonymi parametrami rotacji, szybkości, kierunku i toru lotu. Na podstawie ruchu rakiety i sygnału z czujnika w momencie kontaktu rakiety z piłką zidentyfikowane były kluczowe zdarzenia ruchu uderzeniowego – uderzenia topspin: postawa gotowości (Ready position), zamach (Backswing), kontakt rakiety z piłką (Contact), zakończenie ruchu (Forward). Za pomocą programu Statistica (Statistica 12.5, Statsoft Inc., Tulsa, USA) wykonana została statystyka podstawowa (opisowa), ocena normalności rozkładu, zastosowane zostały testy istotności różnic.

3. Wyniki

Wyniki badań wskazują na duże różnice w wartościach kątowych i przyspieszeń pomiędzy kobietami i mężczyznami w zakresie techniki wykonania uderzeń topspinowych, zarówno forhendem jak i bekhendem. Wykazano wiele różnic na poziomie istotności statystycznej ($p \leq 0.05$). Najwięcej różnic wykazano w obrębie tułowia w fazach Forward, Ready i Backswing. Mniej różnic dotyczy zdarzenia Contact oraz ruchów w stawie łokciowym i ramiennym. Wykazano także różnicę pomiędzy wartościami przyspieszenia ręki grającej w momencie Contact.

4. Dyskusja, Wnioski

Wyniki wskazują, że sposób wykonania uderzeń topspinowych przez kobiety i mężczyzn jest różny w odniesieniu do wartości kątowych i wartości przyspieszenia ręki. Mniejsze różnice, występujące w zdarzeniu Contact i w kątach ręki grającej są być może typowe dla dyscypliny i wynikają z konieczności dokładnego, skorygowanego trafienia rakieta z piłką. Być może ruch całego ciała pełni w większości rolę „napędzającą”, a ruch kończyny grającej decyduje o dokładności trafienia.

Piśmiennictwo

- [1] Malagoli Lanzoni I., Lobietti, R. Merni F. (2010). International Journal of Table Tennis Sciences, 6, 60-63
- [2] Malagoli Lanzoni, I., Di Michele, R., Merni, F. (2014). European Journal Of Sports Sciences, 14, :309-317
- [3] Iino, Y., Kojima, T. (2011). Sports Biomechanics, 10, 361-377
- [4] Mocanu, M., Negolescu, I.C. (2018). Discobolul - Physical Education, Sports And Kinetotherapy Journal, Xiv, 1, 50-54
- [5] Bańkosz, Z. & Winiarski, S. (2018). Motor Control, 22, 314-337
- [6] Hudetz, R. (2005). Tenis Stołowy 2000 [Table Tennis 2000]. Łódź, Poland, Wyd. Modest
- [7] Bańkosz, Z. & Winiarski, S. (2017). Journal Of Sports Medicine And Physical Fitness, 57, 202-213

Elektromiograficzna ocena fenomenu zgięcia – relaksacji w kontekście parametrów geometrycznych kręgosłupa u pracowników fizycznych przemysłu motoryzacyjnego

A. BŁASZCZYK¹, A. FRYZOWICZ¹, M.B. OGURKOWSKA¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego im. E. Piaseckiego w Poznaniu, ablaszczyk@awf.poznan.pl

Słowa kluczowe: elektromiografia, ergonomia, fenomen zgięcia-relaksacji, tomografia komputerowa

1. Wstęp

Długotrwałe obciążenia narządu ruchu spowodowane wymuszoną pozycją ciała przyjmowaną w pracy, powodują powstawanie zmian zwyrodnieniowych kręgosłupa i krążków międzykręgowych [1, 2]. Ogólnie określane jako związane z pracą zaburzenia układu mięśniowo – szkieletowego są najczęściej występującym schorzeniem w Europie [3]. Nieodpowiednia pozycja ciała, wielokrotnie wykonywane powtarzalne ruchy i przenoszenie przedmiotów o dużej masie to znane czynniki ryzyka sprzyjające powstaniu zmian przeciążeniowych w całym narządzie ruchu[4].

2. Materiał i metody

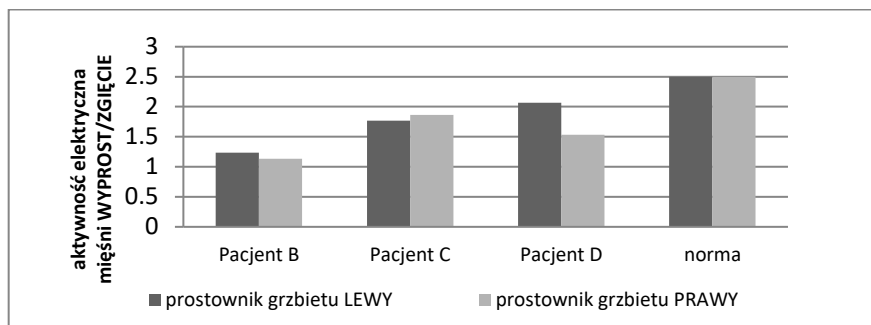
Materiał badawczy stanowi grupa 4 mężczyzn zatrudnionych w przemyśle motoryzacyjnym. Wszyscy uczestnicy badań zatrudnieni są w charakterze pracowników fizycznych. Pracownicy są pod stałą opieką lekarza i ich stan zdrowia określany jest jako dobry. Mężczyźni Ci jednak muszą zgłaszać dolegliwości bólowe ze strony kręgosłupa lub innych części narządu ruchu (badanie ankietowe).

W ramach badań pilotażowych ocenie elektromiograficznej poddano prawy i lewy prostownik grzbietu (w części lędźwiowej). Mięśnie badano podczas próby skłonu w przód z zatrzymaniem w momencie pełnego skłonu (relaksacja). Przeprowadzona elektromiografia powierzchniowa została wykorzystana w celu badania prawidłowej aktywacji i dezaktywacji mięśni w funkcji ruchu oraz wyznaczenia współczynnika wyprost/zgięcie służącego do oceny stanu kręgosłupa lędźwiowego.

W celu dokonania pełnej diagnostyki w wyłonionej grupie pracowników wykonywane zostało badanie Tomografii Komputerowej. Na podstawie tomogramów możliwe jest wyznaczenie parametrów geometrycznych kręgosłupa, takich jak: Indeks Lordozy Lędźwiowej (ILL) dla pozycji leżącej, kąt Whitmana-Fergusona (KW-F) oraz względny współczynnik wysokości dla poszczególnych kręgów odcinka lędźwiowego kręgosłupa.

3. Wyniki

W przypadku pacjentów C i D podczas pełnego skłonu zaobserwowano fenomen relaksacji w fazie pełnego zgięcia. Dodatkowo mierzone parametry geometryczne, czyli ILL, kąt W-F oraz WWW przyjmują prawidłowe lub zbliżone do prawidłowych wartości w przypadku tych pracowników. Podczas badania Pacjenta A i B fenomen relaksacji nie występuje i mięsień prostownik grzbietu aktywny jest przez wszystkie fazy ruchu. U tych mężczyzn zaobserwowano również znaczne odchylenia od norm jeśli chodzi o parametry geometryczne kręgosłupa mierzone przy użyciu tomografii komputerowej.



Ryc. 1 Współczynnik aktywności elektrycznej mięśni wyprost/zgięcie dla mięśnia prostownika grzbietu cz. lędźwiowej u wybranych pracowników przemysłu motoryzacyjnego

Tab. 1 Średnie wartości parametrów geometrycznych w porównaniu z danymi literaturowymi

Parametr geometryczny		średnia	dane normatywne
Indeks Lordozy Lędźwiowej (ILL)		5,2 %	< 4,29 %
Kąt Whitmana – Fergusona (kąt W – F)		37,7 °	25° - 42°
Względny Współczynnik Wysokości (www)	L1	0,27	0,27 – 0,47
	L2	0,26	
	L3	0,30	
	L4	0,40	
	L5	0,33	

4. Dyskusja

Zjawisko relaksacji zgięciowej, podczas którego w trakcie pełnego zgięcia w przód mięśnie części lędźwiowej ulegają całkowitemu rozluźnieniu występuje u osób bez dolegliwości bólowych ze strony kręgosłupa oraz u osób młodych [5]. Z kolei brak wystąpienia wspomnianego rozluźnienia zaobserwowano u osób z chronicznymi bólami odcinka lędźwiowego kręgosłupa [6].

W przypadku badanych pracowników (badania pilotażowe) uzyskane wartości kąta W – F mieszczą się w granicach normy, co sugeruje, iż kąt W – F w nie wpływa dodatkowo i negatywnie na proces powstawania zmian zwyrodnieniowo-degeneracyjnych [7,8]. Zgodnie z danymi literaturowymi wielkość Wzłędnego Współczynnika Wysokości rośnie wraz z numerem kręgu lędźwiowego. Niskie wartości WWW mogą świadczyć o występującej chorobie degeneracyjnej krążków kręgowych i zmniejszaniu się w czasie szpary międzykręgowej oraz włóknieniu krążków [21].

Piśmiennictwo

- [1] KRAEMER J. *Choroby krążka międzykręgowego. Przypadki kliniczne, diagnostyka, leczenie, profilaktyka*, Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
- [2] PUNNET L. *Musculoskeletal disorders and occupational exposures: How should we judge the evidence concerning the causal association?*, Scandinavian Journal of Public Health, 2014, vol. 42:13, 49-58.
- [3] EU-OSHA: *OSH in figures: Work-related musculoskeletal disorders in the EU - Facts and figures*, Luxembourg 2016
- [4] MONTANO D., *Upper body and lower limbs musculoskeletal symptoms and health inequalities in European analysis of cross-sectional data*, BMC Musculoskeletal Disorders, 2014, 15:285.
- [5] DAMME B.V., STEVENS V., ET AL., *A surface electromyography based objective method to identify patients with nonspecific chronic low back pain, presenting a flexion related movement control impairment*, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2014, vol. 24, 954-964.
- [6] Descarreaux M., Lafond D., Jeffrey-Gauthier R., Centomo H., Cantin V., *Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue*. BMC Musculoskeletal Disorders, 2008, vol. 9: 10CADAR I. D., POP L. V., *Correlations between cervical spine posture and low back pain*, Human & Veterinary Medicine, 2015, vol. 7:3, 179-181.
- [7] MAJCHER P., *Ocena pomiarów radiometrycznych połączenia lędźwiowo – krzyżowego w kręgosłupkach*, Mechanika w medycynie, 2002, vol. 6.
- [8] ISAACHAR G., MOSHE N., *A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine*, Spine, 1986, vol. 11, 154-157.

Zawody łyżwiarstwa szybkiego (long track) Pucharu Świata Tomaszów Mazowiecki 2018: analiza wstępna

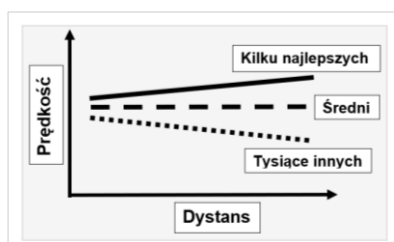
D. DANCEWICZ-NOSKO¹, W. S. ERDMANN¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk, dorota.nosko@gmail.com

Słowa kluczowe: biomechanika, zawody, łyżwiarstwo szybkie, puchar świata, Tomaszów Mazowiecki

1. Wprowadzenie

Taktyka rozkładu prędkości na dystansie biegowym w różnych dyscyplinach sportu jest bardzo różna. Dotyczy to różnych zawodników jak również tych samych zawodników, ale w różnych zawodach [1, 2]. Jednakże gdy wziąć pod uwagę rozkład uzyskany dla zawodników wygrywających, a zwłaszcza dla tych, którzy pobili rekord świata czy kontynentu, to wspólnym mianownikiem powyższych wyników jest następujące prawo biologiczne: W celu uzyskania jak najlepszego rezultatu (odległości, czasu), pokonywane obciążenie (np. przenoszona masa z jak największą prędkością) powinno posiadać tendencję równomierną lub nieznacznie zwiększającą się, a odchyłki od przyjętego trendu powinny być minimalizowane. Należy bardzo dobrze zacząć ale jeszcze lepiej skończyć [3] – ryc. 1.



Ryc. 1 Tendencje rozkładu prędkości zawodników o różnym poziomie wytrenowania podczas pokonywania długotrwałego obciążenia (na podstawie wielu dyscyplin sportu).

2. Materiał i metody

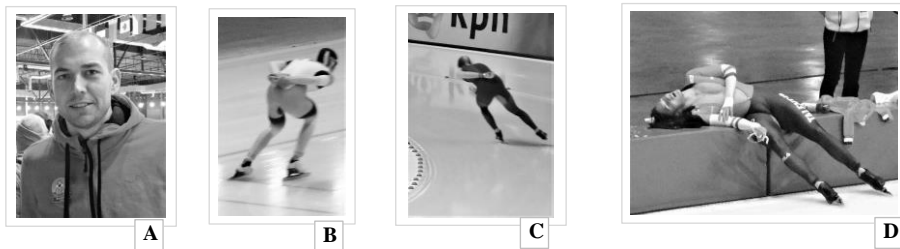
Puchar Świata w Łyżwiarstwie Szybkim (long track) objął sześć rzutów w terminie 16.XI.2018 – 10.III.2019. W Pucharze Świata w Łyżwiarstwie Szybkim w Tomaszowie Mazowieckim (ryc. 2) rozegranym jako trzeci rzut w dniach 7-9.XII.2018 roku uczestniczyło 238 zawodniczek i zawodników z 27 krajów. Polska kadra liczyła 16 osób.



Ryc. 2 Arena lodowa w Tomaszowie Mazowieckim (woj. łódzkie), w której odbył się trzeci rzut Pucharu Świata w Łyżwiarstwie Szybkim (long track) w 2018 r.; widok: **A** – z zewnątrz, **B** – wewnątrz (fot.: W. S. Erdmann).

Do analizy rozkładu prędkości wykorzystano dane przedstawione na stronach internetowych Międzynarodowej Unii Łyżwiarskiej (International Skating Union, ISU) [4]. Oprócz tego przeprowadzono rozmowę z czołowym polskim zawodnikiem (ryc. 3

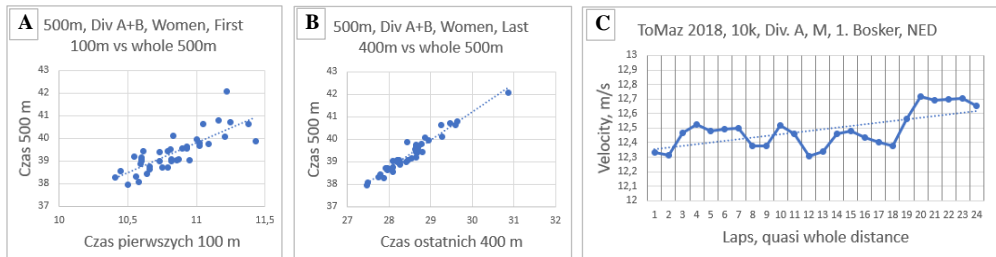
A) oraz wykonano wiele fotografii dotyczących biomechaniki łyżwiarstwa szybkiego (ryc. 3 B - D).



Ryc. 3. A – Mistrz Olimpijski z Sochi 2014 Zbigniew Bródka; B – technika jazdy bez udziału kończyn górnych; C – taktyka jazdy dalej od lewej krawędzi toru; D – biegi były bardzo wyczerpujące (fot.: W. S. Erdmann).

3. Wybrane wyniki

W biegu pań na 500 m pierwsze 100 m słabo wskazuje późniejsze zwycięzczynię, natomiast dalszy fragment wykazuje silny związek z końcowym wynikiem (ryc. 4 A i B). W biegu panów na 10000 m zwycięzca uzyskał trend prędkości zgodny z prawem Erdmanna czyli początek wolniejszy a później wzrost prędkości [3] – ryc. 4 C.



Ryc. 4. Przykładowe wyniki analizy biegów łyżwiarских na 500 m pań (A i B) i 10000 m panów (C).

4. Dyskusja

Należy zastanowić się nad stosowaną techniką jazdy, kiedy to przez znaczną część trasy zawodnicy nie używają do napędu kończyn górnych, wyznając zasadę, że utrzymywanie kończyn na plecach zmniejszy opór powietrza (ryc. 3B). Jednakże sprinterzy lekkoatletyczni nie czynią tego. Jeżeli chodzi o taktykę jazdy to niezrozumiałe jest prowadzenie toru jazdy na łuku daleko (ponad 1 m) od wewnętrznej krawędzi toru (ryc. 3 C). Zbyt szybka jazda od początku trasy nie jest dobrym wyborem taktycznym. Zwycięzcy biegów zwykle posiadają trend narastający prędkości.

Piśmiennictwo

- [1] ERDMANN W. S., LIPÍŃSKA P. *Kinematics of marathon running tactics*. Hum Mov Sci. 2013, 32:1379-1392.
- [2] ERDMANN W. S., DANCEWICZ-NOSKO D., GIOVANIS V. *Velocity distribution of women's 30-km cross-country skiing during Olympic Games from 2002-2014*. J Sports Med Phys Fit, 2019, 59(1):17-24.
- [3] ERDMANN W. S. *Koncepcja prawa biologicznego rozkładu obciążenia w czynnościach długotrwałych*. Seminarium Naukowe 19 lutego 2009, Katedra Nauk Przyrodniczych, Wydział Wychowania Fizycznego, Akademia Wychowania Fizycznego, Gdańsk.
- [4] International Skating Union. *Results*. W: <https://live.isuresults.eu>. Dostęp: 2018.12.15.

Wybrane opinie biomechaniczne dla instytucji prawniczych w obszarze kultury fizycznej

W. S. ERDMANN¹

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

Słowa kluczowe: sąd, prokuratura, opinie, biomechanika, kultura fizyczna

1. Wstęp

Gdy zachodzi podejrzenie popełnienia przestępstwa organa ścigania są zobowiązane do ujęcia sprawcy (-ców). W sytuacji szczególnej sprawca jest osadzany w areszcie na czas do 48 godzin. Dłuższy areszt może zarządzić prokurator. W przypadku niedużej szkodliwości czynu prokurator może umorzyć sprawę wyznaczając np. karę grzywny. Jeżeli oskarżony nie przyznaje się do winy sprawa trafia na wokandę sądową i przeprowadza się proces sądowy z możliwością skorzystania z obrońcy, którym zwykle jest adwokat. Sądy rozstrzygają także sprawy cywilne [1].

2. Opinie eksperckie

2.1. Opinie dla instytucji prawniczych

Służby prawnicze nie zawsze dysponują specjalistyczną wiedzą. W tych przypadkach odwołują się one do wiedzy ekspertów, którzy są powoływani jako biegli. Ich zadaniem jest przedstawienie opinii wedle ich najlepszej wiedzy, doświadczenia, wizji lokalnych, przeprowadzanych eksperymentów procesowych. Biegły powinien być obcy w stosunku do stron procesu prawnego.

Według Nasiłowskiego [2] wymagania naukowe i etyczne stawiane ekspertom są niezwykle wysokie. Biegły powinien mieć wyrobione poczucie odpowiedzialności, cechować go powinna bezstronność i obiektywizm, nie powinien być podatny na wpływy zewnętrzne.

2.2. Opinie biomechaniczne dla instytucji prawniczych

Według Engina [3] chociaż sądy od dawna korzystają z opinii eksperckich, to biomechanicy są zaangażowani do tych prac dopiero od lat 1970-tych XX wieku. Nelson [4] twierdził, że w opiniach dotyczących wypadków, zwłaszcza z udziałem pojazdów mechanicznych, kierowców i pasażerów, biomechanik najczęściej wypełnia lukę między inżynierem a lekarzem przygotowującymi opinie. Najczęstsze opinie biomechaniczne występują w kryminalistyce, wypadkowości, ergonomii.

W Polsce jako opiniodawcy stosujący biomechanikę występowały wcześniej lekarze (medycyna sądowa) i inżynierowie (wypadkowość). Zawodowi biomechanicy, którzy opracowywali opinie dla instytucji prawnych to m.in. K. Fidelus, A. Kabsch, a zwłaszcza W. S. Erdmann.

3. Przykłady opinii z obszaru kultury fizycznej

3.1. Wypadek na lekcji koszykówki

Na lekcji koszykówki nauczyciel przeprowadził ćwiczenie rzutu do kosza z dwutaktu (z kilku kroków rozbiegu). Po rzucie uczeń miał wrócić do kolejki pozostałych uczniów. Jednakże jeden z nich po rzucie wbiegł we wnękę przy sali (poza koszem) i przewrócił się o znajdujący się tam podest doznając poważnych obrażeń, m.in. złamania kości

kończyny dolnej. Ponieważ rana długo nie goiła się uczeń starał się o odszkodowanie od szkoły i od ubezpieczyciela. Opiniodawcy stwierdzili, że lekcja wychowania fizycznego zaczyna się, trwa i kończy się w przestrzeni sali przeznaczonej na lekcję wf. Uczeń samowolnie opuścił tę przestrzeń. Należało więc obciążyć tylko jego winą za wypadek [5].

3.2. Wypadek na zajęciach judo służb interwencyjnych

Zwycięstwo w sportowej walce judo nastąpi wówczas, gdy zawodnik kontrolujący rzuci mocno przeciwnika na jego plecy ze znaczną siłą i szybkością. Aby zaakcentować rzut zawodnicy stosują dodatkową siłę przyciskającą przeciwnika do podłoża. W rzutach interwencyjnych powyższe działanie jest zwykle zbędne, gdyż najczęściej ma się do czynienia z osobą nie spodziewającą się rzutu. W rzutach interwencyjnych rzucona osoba powinna także trafić do podłoża plecami wraz ze spowolnieniem opadania (odwrotnie jak w ruchu sportowym), gdyż najczęściej lądowanie odbywa się na twarde podłoże. Na zajęciach z judo służb interwencyjnych instruktor nie przytrzymał ćwiczącego i ten upadł z mocnym uderzeniem barkiem o podłoże. Skutkowało to znaczącym, długotrwałym, częściowo nieodwracalnym obrażeniem i zwolnieniem się poszkodowanego ze służby. W opinii biegłych należało przyznać rację poszkodowanemu, gdyż instruktor nie przytrzymał upadającego [6].

3.3. Wypadek podczas atletyki terenowej

Na lekcji z atletyki terenowej 13-letnich uczniów klasy sportowej o specjalności piłka ręczna nauczyciel polecił dziesięciu uczniom podnieść konar drzewa, unieść go nad głowę i rzucić go na drugą stronę. Uczniowie mieli stanąć do konara bokiem. Niestety, jeden z nich stanął przodem i miał problem z wykonaniem rzutu gdyż musiał rzucić za siebie. Uczeń wraz z konarem upadł na ścieżkę asfaltową. Konar przygniótł jego głowę. Po kilku dniach uczeń zmarł. Według dendrologa konar miał masę ok. 107 kg, czyli średnio na ucznia około 10-11 kg. Opiniodawca stwierdził, że podobne ćwiczenie stosuje się na lekcjach wf przy podnoszeniu ławeczki gimnastycznej a także w wioślarstwie gdy podnosi się nad głowę łódź, np. ósemkę, która waży minimum 96 kg, czyli na osiem osób przypada około 12 kg. Opiniodawca stwierdził nieszczęśliwy wypadek nie obciążając winą nauczyciela [7].

4. Podsumowanie

Opinie biomechaniczne liczą od kilkunastu do kilkudziesięciu stron, zwłaszcza wówczas gdy należy przeprowadzić wizję lokalną i/lub eksperyment procesowy. Ponieważ sporządzenie opinii jest trudne, opiniodawców należałoby przygotować np. na specjalnych studiach podyplomowych.

Piśmiennictwo

- [1] ERDMANN W. S. Zarys biomechaniki sądowej. W: Nałęcz M. (red.) Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, Tom 5, Będziński R., Kędzior K., Kiewerski J., Morecki A., Skalski K., Wall A., Wit A. (red.) Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna. Polska Akademia Nauk, Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2004, s. 799-810.
- [2] NASIŁOWSKI W. Granice swobody opiniowania sądowo-lekarskiego – możliwości weryfikacji ekspertyzy. *Archiwum Medycyny Sądowej i Kryminologii*, 1993, 43(3):222-225.
- [3] ENGIN A. E. Forensic biomechanics. Book of Abstracts. In: Müller R., Gerber H., Stacoff A. Proceedings of the XVIIIth Congress of the International Society of Biomechanics. Eidgenössische Technische Hochschule, Zürich, Switzerland, July 8-13, 2001, p. 344.
- [4] NELSON R. C. Forensic biomechanics: the new frontier. In: Müller R., Gerber H., Stacoff A. Proceedings of the XVIIIth Congress of the International Society of Biomechanics. Eidgenössische Technische Hochschule, Zürich, Switzerland, July 8-13, 2001, p. 344.
- [5] ERDMANN W. S., HUCIŃSKI T., DARGIEWICZ R. Opinia w sprawie z powództwa Damiana P[.] przeciwko Zespołowi Szkół w S[.] o odszkodowanie za wypadek na lekcji wychowania fizycznego. Opinia dla Sądu Rejonowego w Kwidzynie, 2006, Sygn. Akt I C 133/06.

Streszczenia

- [6] ERDMANN W. S., ZIENIAWA R. Opinia biomechaniczna w sprawie z powództwa Tomasza P[.] przeciwko Wyższej Szkole P[.] w S[.] o zapłatę za wypadek na zajęciach z technik interwencyjnych. Opinia dla Sądu Rejonowego w Olsztynie, 2010, Sygn. Akt I C 389/10.
- [7] ERDMANN W. S. Opinia w sprawie wypadku śmiertelnego ucznia podczas atletyki terenowej przeciwko podejrzanemu Tomaszowi P[.] w L[.]. Opinia dla Prokuratury Rejonowej w Legnicy, 2019, Sygn. Akt PR 3 Ds. 408.2018.

Podstawy biomechaniki łyżwiarstwa szybkiego (long track): kompendium

W. S. ERDMANN¹, D. DANCEWICZ-NOSKO¹

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

Słowa kluczowe: biomechanika, sport, łyżwiarstwo szybkie, ciało zawodnika, ubiór, technika, taktyka

1. Wstęp

Łyżwiarstwo zaczęło się od ślizgania się na podszewkach skórzanego obuwia. Dalej były łyżwy z kości (już ok. 5000 lat temu), a następnie drewniane i metalowe płozy (najpierw przykręcane do obuwia a później zespolone na stałe z obuwem). Ślizgano się na zamrożonych akwenach jeziornych, rzekach, kanałach, zatokach i zalewach morskich. Najbardziej popularne łyżwiarstwo było w Skandynawii (Norwegia), a obecnie w Holandii. Z tego też względu na temat tej dyscypliny sportu najwięcej pisali Holendrzy i Norwedzy, np. de Koning i wsp. [1], Oggiano i Baetran [2].

2. Zawodnicy i trening

Zawodnicy łyżwiarstwa szybkiego są wysocy, szczupli, z bardzo rozwiniętymi mięśniami czworogłowymi (ryc. 1 A, zawodnik po jeździe). Trening przeprowadzany jest na lodowisku, w urozmaiconym terenie, na szosie, w hali sportowej (ryc. 1 B), w siłowni. Na szosie wykorzystuje się rolki a także rowery. Te ostatnie, jako stacjonarne, służą też do rozruchu przed zawodami (ryc. 1 C).

3. Sprzęt i ubiór

Obecne łyżwy do łyżwiarstwa szybkiego posiadają elementy łączące z obuwem dopasowanym indywidualnie do zawodnika. Pod obuwem jest płoza o długości 42 cm. Pod koniec XX wieku udoskonalono łyżwy ruchome względem buta dodając zawias [3] – ryc. 1 D i E. Ubiór łyżwiarza szybkiego jest bardzo dopasowany do ciała by stawał jak najmniejszy opór dla powietrza (ryc. 1 F).

4. Obiekt sportowy i środowisko

Tory łyżwiarskie posiadają dwie proste i dwa łuki, całość o długości 400 m. Dwa tory przeznaczone są do wyścigu a trzeci do rozruchu (ryc. 1 G, Arena Lodowa w Tomaszowie Maz.). Niestety, upadek na twardej lod może spowodować obrażenia i ból (ryc. 1 H). Ponieważ pogoda bywa bardzo zmienna i niekorzystna większość zawodów jest obecnie rozgrywana w hali sportowej.

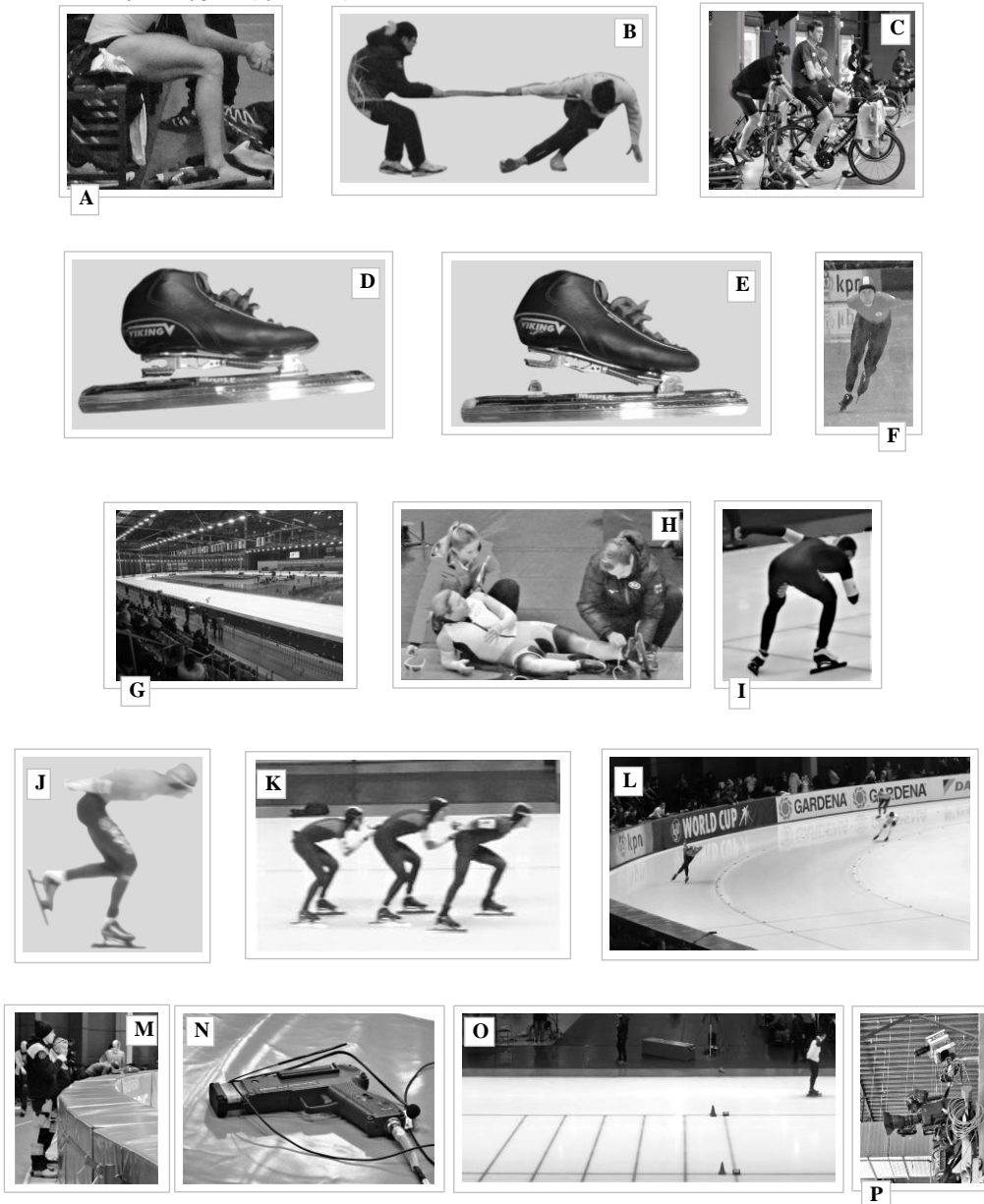
5. Technika i taktyka jazdy

Pozycję startową zawodnika przedstawiono na ryc. 1 I. By opór ciała był jak najmniejszy zawodnik przyjmuje pozycję mocno pochyloną (ryc. 1 J). Gdy jedzie drużyna zawodnicy często jadą jeden za drugim dla zmniejszenia oporu a także dla utrzymania wspólnej prędkości (ryc. 1 K). Taktyka jazdy dotyczy m.in. wyboru trasy na łuku (ryc. 1 L) a także rozkładu prędkości na dystansie [4].

6. Organizacja zawodów i sędziowanie

Długość dystansu na zawodach wynosi: 500, 1000, 1500, 3000 (kobiety), 5000 i 10000 m (mężczyźni). Inne konkurencje to: sprint, wyścig drużynowy, maraton. Organizacja zawodów oprócz zagadnień logistycznych, informacyjnych, czasowych,

musi obejmować także ich bezpieczeństwo (ryc. 1 M). Sędziowanie obecnie jest oparte o automatyzację pomiaru czasu (pistolety, transpondery) – ryc. 1 N i O. Do pomocy służą też kamery wizyjne (ryc. 1 P).



Ryc. 1 Różne aspekty biomechaniki łyżwiarstwa szybkiego – objaśnienia w tekście (fot.: W. S. Erdmann).

Piśmiennictwo

- [1] DE KONING J. J., VAN INGEN SCHENAU G. J. *Performance determining factors in speed skating*. In: Knuttgen H. G. (co-ordinator), *Encyclopedia of Sports Medicine*. Vol. IX: Zatsiorsky V. M. (ed.) *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*. Oxford: Blackwell Science 2000:232-246.
- [2] OGGIANO L., BAETRAN L. *Experimental analysis on parameters affecting drag force on speed skaters*. *Sports Technology*, 3(4):223-234.
- [3] VAN INGEN SCHENAU G. J. *The klap skate: an example of intermuscular coordination*. *Europ J of Morphol.* 1999,36(4-5):269.
- [4] ERDMANN W. S., DANCEWICZ-NOSKO D. *Distribution of velocity in the men's 10,000 m speed skating event of the Winter Olympic Games from 2002 to 2018*. Report ZBIS-2018.10.22. Gdansk Univ. Ph. Ed. and Sport.

Pre-aktywacja mięśni podczas pomiaru czasu reakcji i czasu motorycznego

D. IWAŃSKA¹, T. ĆWIL, P. TABOR¹, A. MASTALERZ¹, CZ. URBANIK¹

¹Katedra Nauk Biomedycznych, Wydział Wychowania Fizycznego, AWF w Warszawie, dagmara.iwanska@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: aktywność mięśniowa, czas reakcji, szybkość ruchu, zapasy

1. WSTĘP

Mięśnie poddane wysiłkowi aktywują się jeszcze przed rozpoczęciem właściwej pracy [1]. Wstępna aktywacja ma znaczący wpływ na dalszą aktywność mięśnia podczas wykonywania ruchu zasadniczego [2, 3]. Brak jest jednak doniesień, w których analizowano w jakim stopniu efekt wcześniejszej aktywacji mięśni jest istotny dla czasu reakcji i szybkości wykonania ruchu. Wysoki poziom tych zmiennych, w wielu konkurencjach, stanowi o wygranej. Wilmore i Costil [2] oraz Wołkow [3] podają, iż warunkiem rozwinięcia szybkości jest optymalna synchronizacja biorących udział w danym ruchu grup mięśniowych, zależna od sprawności układu nerwowego oraz celowej koordynacji nerwowo-mięśniowej.

Biorąc pod uwagę powyższe dane oraz konkurencje, w których te elementy stanowią podstawę wygranej, podjęto próbę oceny wpływu pre-aktywacji mięśni na czas reakcji i czas motoryczny podczas wyprostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym z maksymalną prędkością zawodników uprawiających zapasy w stylu wolnym. Walka zapasnicza wymaga od zawodnika najwyższego poziomu czasu reakcji podczas zmiennej pracy mięśniowej wyrażanej w ciągłej zmianie pozycji, nagłej i wielokrotnej zmianie tempa oraz różnorodności działań ruchowych.

2. MATERIAŁ I METODY

2.1. Materiał

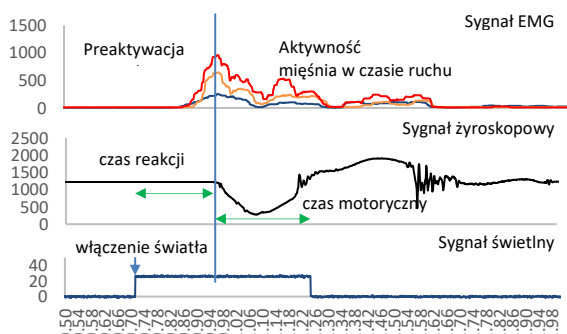
W badaniach wzięło udział pięciu zawodników Klubu AZS AWF Warszawa trenujących wyczynowo zapasy w stylu wolnym. Wszyscy badani posiadają mistrzowską lub I klasę sportową w swojej dyscyplinie. Minimalny staż treningowy w badanej grupie wynosił 9 lat, a częstotliwość treningu 5 jednostek treningowych w tygodniu. Średni wiek grupy wynosił 24 lata. Średnia wysokość ciała mężczyzn 179.30 ± 0.04 cm, masa ciała 86.4 ± 13.3 kg, a BMI 27.0 ± 4.0 .

2.2 Metody badań

Badania przeprowadzono w biomechanicznym laboratorium badawczym Akademii Wychowania Fizycznego w Warszawie. Pomiar czasu reakcji został wykonany wykorzystując moduł zbudowany z trzech zsynchronizowanych ze sobą urządzeń: mikroprocesorowego układu regulacji czasu świecenia LED wykorzystanego do pomiaru czasu reakcji, elektromiografii (EMG) niezbędnej do oceny pre-aktywacji i aktywacji mięśni, czasu reakcji aktywności mięśnia, żyroskopu zamontowanego na urządzeniu do pomiaru prędkości wyprostowania kończyny dolnej w funkcji obciążenia, mierzącego czas i prędkość wyprostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym. Przykładowy zapis zsynchronizowanych sygnałów przedstawiono na ryc. 4.

Próba polegała na wyprostowaniu kończyny dolnej w stawie kolanowym w pozycji siedzącej z minimalnym obciążeniem zewnętrznym, które wynosiło 24 [N m] w reakcji na sygnał świetlny. Pomiar wykonywany był sześciokrotnie, a czas przerw

pomiędzy poszczególnymi próbami był przypadkowy dla każdego badanego, jako czynnik utrudniający, uniemożliwiający wyuczenie reakcji. Czas reakcji



zapisywany był od włączenia się sygnału świetlnego do momentu zapoczątkowania ruchu wyprostowania kończyny dolnej. Ponadto badani wykonali taką samą próbę bez oceny czasu reakcji na sygnał świetlny.

Ryc. 1. Przykładowy zapis sygnałów (μV) czasu reakcji (t_R) i czasu motorycznego (t_M) oraz aktywności mięśniowej (EMG).

Uzyskane wyniki przeanalizowano przy użyciu programu STATISTICA 10. Wpływ czynników zewnętrznych wykazano przy użyciu testu ANOVA dla prób powtarzanych. W przypadku wykazania znaczącego efektu interakcji przeprowadzono analizę post-hoc dla grup o takiej samej liczebności.

3. WYNIKI

W tabeli 1 zamieszczono wyniki średnie $\pm\text{SD}$ poszczególnych zmiennych mierzonych podczas pomiaru z reakcją na sygnał świetlny w pięciu po sobie wykonywanych próbach oraz prędkości maksymalnej (ω_{max}) wyprostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym w próbie bez reakcji na sygnał.

Tab. 1. Wartości średnie $\pm\text{SD}$ czasu reakcji (t_R), czasu reakcji (pre-aktywacji) mięśni (t_{RM}), maksymalnej aktywności mięśni (EMG_{max}), prędkości wyprostowania (ω) kończyny dolnej w stawie kolanowym podczas reakcji na sygnał świetlny uzyskanych w pięciu kolejno wykonywanych próbach oraz prędkości maksymalnej (ω_{max}) uzyskanej w próbie bez reakcji na sygnał świetlny

zmienna	próby				
	I	II	III	IV	V
t_R [s]	0,235 \pm 0,013	0,242 \pm 0,011	0,248 \pm 0,049	0,219 \pm 0,031	0,228 \pm 0,078
t_{RM} [s]	0,174 \pm 0,007	0,179 \pm 0,012	0,185 \pm 0,05	0,161 \pm 0,035	0,159 \pm 0,085
EMG_{max} [μV]	0,366 \pm 0,153	0,355 \pm 0,149	0,345 \pm 0,133	0,321 \pm 0,61	0,356 \pm 0,161
ω [rad/s]	10,2 \pm 0,71	9,7 \pm 1,11	10 \pm 1,05	9,8 \pm 0,91	10 \pm 0,93
ω_{max} [rad/s]	9,2 \pm 1,17				

Dla żadnej z analizowanych zmiennych nie stwierdzono wpływu efektu czasu przerw między wykonywanymi próbami. Stwierdzono natomiast, iż czas pre-aktywacji mięśni był znamienne krótszy niż czas reakcji zawodników ($F_{(1,48)} = 27,62$; $p = 0,000$). Ponadto zaobserwowano, iż im wcześniej następowała aktywacja mięśni tym czas reakcji zawodników był również znamienne krótszy. Współczynnik korelacji pomiędzy t_R a t_{RM} wyniósł $r = 0,958$; $p = 0,000$. Ponadto wstępna pre-aktywacja mięśnia istotnie korelowała z maksymalną aktywnością mięśnia ($r = 0,811$; $p = 0,000$). Zależność ta wskazywała jednak, iż wyższą wartość aktywności mięśni zawodnicy uzyskiwali podczas ruchu zasadniczego im dłużej trwała pre-aktywacja mięśni. Nie wykazano natomiast istotnej zależności pomiędzy zmiennymi elektromiograficznymi a prędkością wyprostowania kończyny dolnej w stawie kolanowym. Zaobserwowano natomiast, iż prędkość ta była większa od uzyskiwanej w próbie bez reakcji na sygnał świetlny.

4. DYSKUSJA I WNIOSKI

Czas reakcji wynosi zazwyczaj kilka dziesiątych sekundy i zależy od czynników takich jak rodzaj bodźca, ruchliwość układu nerwowego i czynniki zewnętrzne [3]. Przyjęto, że czas reakcji człowieka na bodziec nie jest krótszy niż 0,08-0,10 sekundy. W walce zapaśniczej czas trwania chwytu to 0,2-0,8 sekundy, więc stosunkowo krótko [5]. Z tego względu ważnym elementem treningu jest kształtowanie wysokiego poziomu szybkości wykonania ruchu i reakcji zawodnika na czynniki zewnętrzne. Na podstawie badań stwierdzono, iż zawodnicy skupiając się na wykonaniu ruchu w próbach z reakcją na sygnał uzyskiwali większe prędkości niż w próbie, w której zadaniem zawodników było jedynie uzyskanie maksymalnych prędkości ruchu. Prawdopodobnie było to efektem wstępnej aktywności obserwowanym w tych próbach. Podobnie Muller i wsp. [1] wykazali znamienne korelację pomiędzy wstępną aktywacją mięśni a aktywacją danego mięśnia, kinematyką i dynamiką kończyny dolnej. Autorzy zaobserwowali, iż zmniejszenie wstępnej aktywacji powodowało niższe wartości siły mięśni. Wyższa aktywacja mięśni w fazie przed aktywacją spowodowała zwiększoną sztywność kończyn dolnych. W związku z tym siły maksymalne były większe. Ponadto czas reakcji był znacząco krótszy przy wcześniejszej pre-aktywacji mięśnia.

W treningu zapaśniczym należałoby więc, ćwiczenia kształtujące szybkość ruchu wzbogacić o element konieczności reakcji na różnorodne sygnały zewnętrzne tym bardziej, iż czas reakcji jest w dużym stopniu od nich uwarunkowana [5].

Źródła finansowania: Finansowano z Projektu Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego PB-81.

Piśmiennictwo

- [1] MULLER R., GRIMMER S., BLICKHAN R. *Running on uneven ground: Leg adjustments by muscle pre-activation control*. *Human Movement Science* 2010; 29, 299-310
- [2] WILMORE J.H., COSTIL D.L. *Physiology of sport and exercise*, 2004.
- [3] WOŁKOW N.I., NESEN E.N., OSIPIENKO A.A., KORSUN S.N. *Biochimia myszecznoy dzejatelnosti*. Olimpijska Lieratura, Kijów, 2000.
- [4] DMOWSKI Z. *Zapasy*. Wydawnictwo Sport i Rekreacja, Warszawa 1976.
- [5] ADAMCZYK J. G. *Ocena reakcji organizmu na wysilek fizyczny metodą obrazowania termograficznego*. *Studia i Monografie*, 144, Warszawa, AWF 2013.

Ustawienie stóp w fazie odbicia a uniesienie ogólnego środka masy przy rzucie z wyskoku

S. ŁUBIŃSKI¹, A. STRUZIŁ²

¹ Katedra Zespołowych Gier Sportowych, Akademia Wychowania Fizycznego, ul. Mickiewicza 58, 51-684 Wrocław, e-mail: sebastian-lubinski@wp.pl

² Katedra Zespołowych Gier Sportowych, Akademia Wychowania Fizycznego, ul. Mickiewicza 58, 51-684 Wrocław, e-mail: artur.struzik@awf.wroc.pl

Słowa kluczowe: kończyzna dolna, koszykówka, technika rzutu, wysokość skoku

1. Wstęp

Spośród wielu czynności ruchowych występujących podczas gry w koszykówkę najważniejszą jest rzut. Celne rzuty do kosza decydują bowiem bezpośrednio o wyniku meczu oraz zwycięstwie. Najczęściej występującym rodzajem rzutu w koszykówce jest rzut z wyskoku z odbicia obunóż (z ang. „*jump shot*”), który stanowi ponad 80% wszystkich rzutów wykonywanych podczas meczu [1]. Można zatem uznać, że jest to najważniejszy element techniki we współczesnej koszykówce. Pozycje piśmiennicze przeznaczone dla trenerów przedstawiają niezmienny od lat wzorzec prawidłowego wykonania rzutu z wyskoku. Podczas faz zamachu i odbicia zawodnik powinien przyjąć postawę rozkroczną mniej więcej na szerokość bioder. Dodatkowo jedna z kończyn dolnych powinna znajdować się w wykroku względem drugiej o około połowę stopy z przodu. Wysunięcie stopy jest determinowane przez rzucającą kończynę górną tj. dla praworęcznych graczy prawa kończyzna dolna jest z przodu. Próżno jednak szukać uzasadnienia dotyczącego obowiązującej techniki ustawienia stóp podczas rzutu z wyskoku. Dlaczego nie uczy się innego ustawienia stóp: równolegle lub z przeciwną do rzucającej kończyny górną stopą wysuniętą do przodu? Czy przyjęte za poprawne ustawienie stóp będzie pozwalało na większe uniesienie ogólnego środka masy podczas rzutu z wyskoku w porównaniu do innych ustawień?

Dlatego celem pracy było poszukiwanie związku pomiędzy ustawieniem stóp w fazie odbicia a uniesieniem ogólnego środka masy przy rzucie w wyskoku. Podczas którego ustawienia stóp (prawa stopa z przodu, stopy równolegle, lewa stopa z przodu) badani uzyskają największą wysokość skoku?

2. Materiał i metody

Badania pilotażowe wykonano na grupie 5 osób trenujących koszykówkę od minimum 5 lat (zawodnicy II i III ligi). Badane osoby charakteryzowały się następującymi średnimi (\pm SD) wartościami wielkości: wysokość ciała $193,8 \pm 12,8$ cm, masa ciała $97,7 \pm 6,9$ kg, wiek $23,6 \pm 2,4$ lat. Wszyscy badani zawodnicy byli praworęczni. Badania zostały przeprowadzone w Pracowni Analiz Biomechanicznych Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu posiadającej certyfikat zarządzania jakością ISO (norma 9001:2009).

Każdy zawodnik wykonał 9 rzutów z wyskoku z piłką w warunkach laboratoryjnych do osoby oddalanej o 3 metry. Rzuty z wyskoku były wykonywane przy różnym ustawieniu stóp (w kolejności losowej): 3 rzuty ze stopami ustawionymi równolegle, 3 rzuty z prawą stopą z przodu, 3 rzuty z lewą stopą z przodu. Wszystkie rzuty miały być wykonane na maksymalną możliwą wysokość. Pomiędzy kolejnymi rzutami z wyskoku zastosowano 24 sekundy przerwy. Przed pomiarami zawodnicy wykonali

indywidualizowaną rozgrzewkę przygotowującą do wysiłku o charakterze mocy maksymalnej. Do pomiaru sił reakcji podłoża podczas rzutów z wysokości wykorzystano platformę dynamometryczną firmy Kistler (Winterthur, Szwajcaria). Na tej podstawie możliwe było wyznaczenie wysokości skoku w oparciu o długość trwania fazy lotu. Z 9 rzutów wykonanych przez każdego z badanych wybrano próby z największymi wartościami wysokości skoku (po jednej dla każdego z trzech rodzajów ustawienia stóp).

3. Wyniki

Średnie wartości uniesienia ogólnego środka masy podczas rzutów z wysokości są na zbliżonym poziomie dla każdego z trzech rodzajów ustawienia stóp podczas fazy odbicia (Tab. 1). Dwóch zawodników (X1 i X3) uzyskało największe wysokości skoków przy ustawieniu stóp: prawa stopa z przodu. Również dwóch zawodników (X2 i X5) osiągnęło największe wysokości skoków przy ustawieniu stóp: stopy równolegle. Natomiast zawodnik X4 uzyskał największą wysokość skoku zarówno przy ustawieniu stóp równolegle jak i lewej stopie z przodu (Tab. 1).

Tab. 1 Średnie wartości (\pm SD) oraz największe wartości uniesienia ogólnego środka masy podczas trzech rodzajów rzutów z wysokości dla każdej z badanych osób

Badana osoba:	Wysokość skoku (m)		
	Rzut z wysokości (prawa stopa z przodu)	Rzut z wysokości (stopy równolegle)	Rzut z wysokości (lewa stopa z przodu)
X1	0,341	0,337	0,337
X2	0,363	0,38	0,35
X3	0,397	0,372	0,354
X4	0,355	0,358	0,358
X5	0,302	0,315	0,287
$\bar{x} \pm SD$	0,35 \pm 0,03	0,35 \pm 0,03	0,34 \pm 0,03

4. Dyskusja

Dotychczasowe badania biomechaniczne dotyczące rzutu z wysokości skupiają się głównie na analizie zmiennych kinematycznych kończyn górnych. Stosunkowo niewielka jest liczba prac, które zajmują się analizą ruchu kończyn dolnych podczas rzutu z wysokości [2]. Brak jest również badań, które porównywałyby zmienne biomechaniczne opisujące rzut z wysokości (lub choćby skok pionowy) w zależności od ustawienia stóp w fazie odbicia. Badani koszykarze uzyskali największe wartości uniesienia ogólnego środka masy podczas rzutu z wysokości przy różnych rodzajach ustawienia stóp w fazie odbicia, a nie jedynie podczas tego, które uznawane jest za prawidłowe (prawa stopa z przodu dla zawodników praworęcznych). Czym zatem jest podyktowane nauczanie obowiązującego ustawienia stóp przy rzucie z wysokości? Czy wynika ono z charakteru gry, czyli możliwości ochrony piłki przed przeciwnikiem? Równoległe ustawienie stóp w fazie odbicia podczas rzutu z wysokości może sprzyjać utrzymaniu ciała w równowadze w płaszczyźnie czołowej [3].

Z racji uzyskania interesujących wyników badań pilotażowych dotyczących rozbieżności w ustawieniu stóp, podczas którego uzyskiwane jest największe uniesienie ogólnego środka masy przy rzucie z wysokości, celowym wydaje się kontynuowanie badań właściwych opartych na analogicznym schemacie ich przebiegu z uwzględnieniem większej liczby analizowanych zmiennych (np. mocy w fazie odbicia).

Piśmiennictwo

- [1] ERČULJ F., ŠTRUMBELJ E. *Basketball shot types and shot success in different levels of competitive basketball*. Plos One, 2015,10(6):e0128885.

Streszczenia

- [2] STRUZIK A., PIETRASZEWSKI B., ZAWADZKI J. *Biomechanical analysis of the jump shot in basketball*. J. Hum. Kinet, 2014,42:73-79.
- [3] SPINA M. S., CLEARY T. D., HUDSON J. L. *An exploration of balance and skill in the jump shot*. W: Bauer T. (red), XIII International symposium for biomechanics in sport: proceedings. Lakehead University, Thunder Bay, Ontario, Canada, July 18-22, 1995. Lakehead University, Thunder Bay, Ontario, 1996:294-297.

Biomechaniczne determinanty kąta rotacji ciała wokół osi długiej w łyżwiarskim ćwiczeniu rotacyjnym. Badania pilotażowe

¹ANNA MAZURKIEWICZ, ²PIOTR TABOR, ³CZESŁAW URBANIK

Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Wychowania Fizycznego, Katedra Nauk Biomedycznych, [1anna.mazurkiewicz@awf.edu.pl](mailto:anna.mazurkiewicz@awf.edu.pl) [2piotr.tabor@awf.edu.pl](mailto:piotr.tabor@awf.edu.pl) [3czeslaw.urbanik@awf.edu.pl](mailto:czeslaw.urbanik@awf.edu.pl)

1. Wstęp

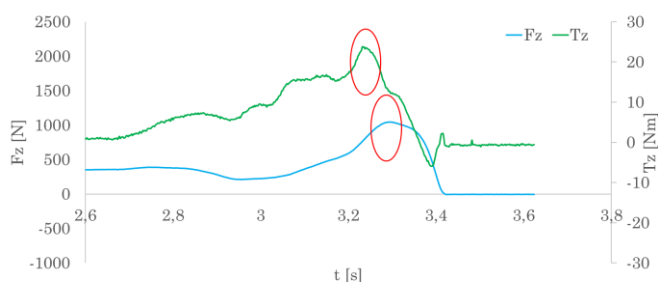
W łyżwiarstwie figurowym w konkurencjach solowych w programach na zawodach wykonuje się najczęściej elementów skokowych. Liczba wykonywanych obrotów w fazie lotu jest kwestią decydującą o zdobyciu punktów w ocenie technicznej [Dijkema i wsp, 2018]. Celem pracy była porównawcza analiza rotacyjnych wyskoków pionowych z jednym obrotem i z maksymalną liczbą obrotów wśród łyżwiarzy figurowych.

2. Materiał i Metody

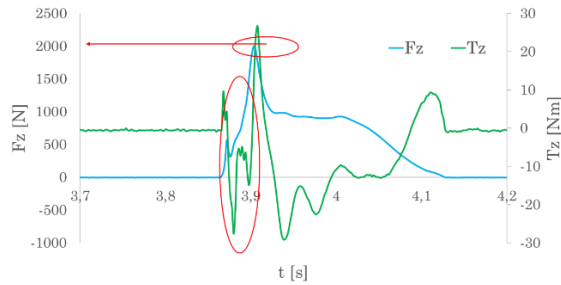
Badanie przeprowadzone zostało na grupie 6 łyżwiarek polskich klubów sportowych ze średnim stażem treningowym $8,5 \pm 2$ lat. Do badań wykorzystano platformę dynamometryczną KISTLER z oprogramowaniem BioWare® Software, wersja 4.0.x, typ 2812A oraz system kinematograficzny Vicon. W poniższych badaniach poddano analizie pionową siłę reakcji podłoża, na podstawie której wyznaczono: P_{max} - maksymalną moc wyskoku [W], P_{sr} - średnią moc wyskoku [W], T_z - pionowy moment obrotowy [N m], H_{max} - maksymalną wysokość wyskoku [m], G_{zam} - głębokość zamachu [m]. Ponadto na podstawie analizy filmowej określono liczbę obrotów wykonanych w locie [°], czas skoku [s], ω - prędkość obrotową [obrót/s]. Wyniki poszczególnych analizowanych parametrów spełniały warunek rozkładu normalnego. W analizie kinematograficznej wykorzystano uproszczone rozmieszczenie markerów (obręcz barkowa, biodrowa, stopy).

3. Wyniki i wnioski

Średnia liczba stopni wykonana w pierwszym zadaniu wyniosła $355,5^\circ \pm 46,24$ co daje wynik 0,9875 wykonanego obrotu w locie. Natomiast w drugiej próbie przy zadaniu maksymalnej liczby obrotów w locie zawodniczki uzyskały średnią $714^\circ \pm 38,7$ czyli 1,983 obrotu.



Ryc. 1. Przebieg składowej pionowej siły reakcji podłoża (F_z) (oś lewa) oraz pionowego momentu obrotowego (T_z) (oś prawa) w fazie zamachu i odbicia próbie wyskoku z maksymalną liczbą obrotów jednej z badanych zawodniczek. Zaznaczone owalem maksymalne wartości parametrów.



Ryc. 2. Przebieg składowej pionowej siły reakcji podłoża (F_z) (oś lewa) oraz pionowego momentu obrotowego (T_z) (oś prawa) w fazie lądowania próbie wysokości z maksymalną liczbą obrotów jednej z badanych zawodniczek. Zaznaczone poprzecznie ustawionym owalem – największa wartość parametru F_z . Zaznaczone pionowym owalem – pierwsze zarejestrowane wartości parametru T_z , w lądowaniu (hamowanie momentu obrotowego)

Z przebiegów składowej pionowej siły reakcji podłoża (F_z) oraz pionowego momentu obrotowego (T_z) w fazie zamachu i odbicia do skoku z obrotami (Ryc.1) wynika, że najwyższa wartość T_z zarejestrowana została przed pikiem F_z . Analiza fazy lądowania (Ryc.2) pokazuje, iż hamowanie ruchu obrotowego następuje przed osiągnięciem maksymalnej wartości siły. Zauważono dwa momenty kontruujące moment obrotowy, pierwszy w fazie lądowania, drugi przed dojściem do pozycji „wyjazdu”.

Analizując różnice między wyskokami notowano wzrost ω , H_{\max} , G_{zam} , T_z , P_{\max} i P_{gr} generowanej w chwili wybicia do wyskoków z maksymalną liczbą obrotów.

Uzyskane potwierdzają rezultaty wcześniejszych badań analizujących skoki łyżwiarskie w warunkach naturalnych [Mazurkiewicz, 2015; King i wsp. 1994]. Na podstawie analizy kinematograficznej można postawić hipotezę, iż najistotniejszą dla nadawania krętu ciała może być końcowa część fazy zamachu, a nie siła odbicia. Ze względu na dużo większe przeciążenia związane z lądowaniem niż odbiciem, technika wykonania końcowej fazy skoku wydaje się równie znacząca co nadanie krętu ciała, co należy poddać dalszej analizie.

W celu potwierdzenia zasadności jak i zoptymalizowania wykonywania ćwiczenia wysoku wielobrotowego w szkoleniu łyżwiarzy należy dokonywać dalszych szczegółowych analiz.

Literatura

- [1] Dijkema, J., Schmid, F.; *Single & pair skating. Scale of Values, Levels of Difficulty and Guidelines for marking Grade of Execution, season 2017/18* Communication No. 2089; international skating union (2018).
- [2] King D. L., Arnold A. S., Smith S. L., „A Kinematic Comparison of Single, Double, and Triple Axels”, *J. Appl. Biomech.*, t. 10, nr 1, s. 51–60, (1994)

Ocena wpływu przebywania w symulatorze na stabilność posturalną pilotów

E. POLAK¹, R. ŚLUGAJ², A. GARDZIŃSKA¹

¹Centrum Fizjoterapii i Sportu, Politechnika Rzeszowska im. Ignacego Łukasiewicza, ul. Poznańska 2a, 35-959 Rzeszów, e-mail autora: e.polak@prz.edu.pl

²Student Wydziału Budowy Maszyn i Lotnictwa, Politechnika Rzeszowska im. Ignacego Łukasiewicza, ul. Poznańska 2a, 35-959 Rzeszów

Słowa kluczowe: słowo kluczowe, (niestabilność, symulator lotniczy, test Romberga)

1. Wstęp

Wykorzystanie symulatorów lotniczych, które umożliwiają ćwiczenie i utrwalanie procedur oraz zachowań w sytuacjach awaryjnych dla określonego typu samolotu, jest ważnym elementem współczesnego szkolenia pilotów w lotnictwie cywilnym i wojskowym [1]. Pewnym ograniczeniem tego rodzaju ćwiczeń jest fakt, że symulowane wrażenie przemieszczania się budowane jest przy braku zgodności pomiędzy bodźcami wzrokowymi, a przedsionkowymi i proprioceptywnymi. Przebywanie pilotów w takich warunkach może prowadzić do wystąpienia choroby symulatorowej [1, 2]. Do symptomów tej choroby zalicza się m. in. ataksję, zaburzenia percepcji i niestabilność posturalną [1, 3]. Celem prezentowanych badań jest sprawdzenie czy w grupie pilotów stabilność posturalna zmieni się pod wpływem dwugodzinnej ekspozycji na symulowane warunki lotu.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

Badania przeprowadzono w Ośrodku Kształcenia Lotniczego Politechniki Rzeszowskiej w grupie studentów lotnictwa i kosmonautyki. Grupa liczyła 23 osoby (średnia wieku: $24 \pm 1,3$ lat, średnia wysokości ciała: $1,77 \pm 0,09$ m, średnia masy ciała $79,8 \pm 16,2$ kg). Badani uczestniczyli w szkoleniu lotniczym, wykonując ćwiczenia w symulatorze ALSIM ALX, dostosowanym do szkolenia pilotów do licencji ATPL, CPL/MCC. W czasie 2-godzinnych sesji wykonywali zadania, które polegały na ćwiczeniu procedur przylotu (STAR), odlotu (SID) i podejścia do lądowania (RNAV, ILS, VOR). Zadania te wykonywali wg. wskazań przyrządów (IR) przy zmiennych warunkach meteorologicznych (IMC) z uwzględnieniem symulacji awarii m. in. silnika lub przyrządów. Doświadczenie badanych wyrażone w nalotach wynosiło: 120-200 godzin lotu na samolotach i 10-60 godzin na symulatorach lotniczych.

2.2. Metoda

Do określenia parametrów stabilometrycznych zastosowano test Romberga. Pomiar stabilności ciała w swobodnej pozycji stojącej wykonano na platformie CQ Stab 2P dwukrotnie: przed wejściem do symulatora i bezpośrednio po zakończeniu sesji. Każdy pomiar, składał się z dwóch, następujących po sobie, 30-sekundowych części. Pierwszą wykonano z oczami otwartymi (EO – *ang. Eyes Open*), a drugą z wyłączeniem kontroli wzrokowej (EC – *ang. Eyes Closed*).

Analizie poddano następujące zmienne charakteryzujące przemieszczenia środka nacisku na podłoże (COP) w pomiarach EO i EC: długość ścieżki w kierunku przednio-tylnym (SPAP), długość ścieżki w kierunku bocznym (SPML), pole powierzchni (SA), średnią amplitudę wychwiał (MA), średnią częstotliwość (MF). Wykorzystano też

współczynniki Romberga (RQSP i RQSA), będące stosunkiem wielkości zmiennych SP i SA (liczonych w dwuwymiarowym układzie współrzędnych) otrzymanych w pomiarach EO do wielkości tych zmiennych w pomiarach EC. W opracowaniu statystycznym wykorzystano programy CQStab i STATISTICA firmy Stat Soft. Do określenia istotności statystycznej różnic na poziomie $\alpha=0,05$ zastosowano test Shapiro-Wilka, test t-studenta dla prób zależnych oraz test U Mann'a-Whitney'a.

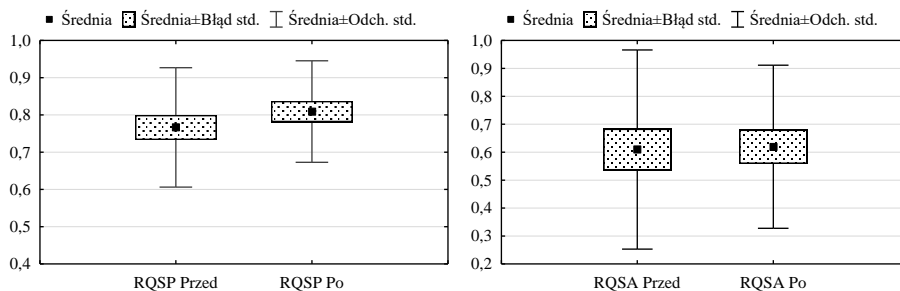
3. Wyniki

Tab. 1 Statystyki opisowe wybranych zmiennych stabilometrycznych przed i po locie w symulatorze.

Zmienne	EO				EC				p
	x	s	Min-Max	V [%]	x	s	Min-Max	V [%]	
SPAP-Przed [mm]	121	33	65-184	27	185	54	129-382	29	0,000001*
SPAP-Po [mm]	122	46	63-242	38	173	59	108-338	34	0,000002*
SPML-Przed [mm]	121	53	71-343	44	132	36	92-266	27	0,056
SPML-Po [mm]	120	27	73-187	23	130	32	94-217	25	0,035*
MA-Przed [mm]	2,2	1,1	1,1-5,3	49	3,3	1,7	1,5-9,9	52	0,0044*
MA-Po [mm]	2,2	0,7	1,0-4,0	32	3,2	1,1	1,3-5,3	33	0,0001*
SA-Przed [mm ²]	147	116	46-525	79	256	161	92-730	63	0,00006*
SA-Po [mm ²]	136	63	52-320	47	249	122	85-484	49	0,00001*
MF-Przed [Hz]	0,52	0,18	0,17-0,87	35	0,46	0,17	0,14-0,87	36	0,2302
MF-Po [Hz]	0,49	0,16	0,23-0,91	33	0,43	0,14	0,23-0,68	32	0,1105

W pomiarach wykonanych przed wejściem do symulatora średnie arytmetyczne długości ścieżki COP w kierunku przednio-tylnym (SPAP), pola powierzchni zakreślonego przez COP (SA) oraz średniej amplitudy wychwiał (MA) były istotnie wyższe w pomiarach z oczami zamkniętymi (EC).

Po dwugodzinnej sesji lotu w symulatorze średnie arytmetyczne SPAP, SPML, MA i SA były istotnie wyższe w pomiarach z oczami zamkniętymi (EC). Porównując zmiany średnich wartości analizowanych zmiennych zaobserwowano zróżnicowany kierunek zmian dla pomiarów z oczami otwartymi (EO) i jednorodny kierunek zmian dla pomiarów z oczami zamkniętymi (EC). Średnie wartości wszystkich zmiennych w pomiarach EC były niższe po wyjściu z symulatora. Jednak różnice te nie były istotne statystycznie.



Ryc. 1 Wartości średnie i odchylenia standardowe współczynników Romberga przed i po locie w symulatorze.

Porównanie RQSP wykazało poprawę stabilności (wzrost średniej wartości) po wyjściu z symulatora, a w przypadku RQSA - utrzymanie na zbliżonym poziomie. Średnie wartości obu współczynników Romberga po sesji w symulatorze były bardziej skupione wokół średniej.

4. Dyskusja

Postawa stojąca badanych pilotów była bardziej stabilna po dwugodzinnej ekspozycji na warunki panujące w symulatorze. Jediną zmienną, w której różnice pomiędzy pomiarami nie potwierdzają jednoznacznie takiego kierunku zmian była długość ścieżki w kierunku przednio-tylnym (SPAP). Skupienie wyników tej zmiennej oraz średnia z pomiarów EO wzrosły. Poprawa stabilności w pomiarach EC po ekspozycji na warunki symulowanego lotu może świadczyć o lepszym wykorzystywaniu przez pilotów informacji płynących z bodźców przedsionkowych i proprioceptywnych, niż bodźców wzrokowych (tzw. konflikt przedsionkowo-wzrokowy). Takie wyniki znajdują potwierdzenie w innych badaniach [1, 5, 6] w których autorzy tłumaczą to, przyzwyczajaniem się systemu percepcyjnego pilotów do warunków doświadczanych częściej, czyli towarzyszących lotom rzeczywistym. Problem ten wymaga jednak dalszych badań.

Analiza statystyczna przedstawionych zmiennych pozwala na stwierdzenie, że badana grupa pilotów nie wykazuje zaburzeń stabilności posturalnej, które mogłyby być uznane za symptomy choroby symulatorowej. Jednak porównanie zmian w wartościach dla poszczególnych badanych wykazało, że u 3 osób (13%) badanych, wartości zmiennych SPAP, SPML, SA i MF wzrosły przy obniżeniu wartości zmiennej MF. U tych osób należy prowadzić dalsze obserwacje szczególnie po dłuższej ekspozycji na warunki symulatorowe.

Źródła finansowania: Badania finansowane w ramach realizacji projektu UPB Politechniki Rzeszowskiej (DS.DL.19.001).

Piśmiennictwo

- [1] WOJCIECHOWSKI P., BŁASZCZYK J. *Choroba symulatorowa w szkoleniu pilotów wojskowych i cywilnych różnych typów statków powietrznych*. Med. Pr. 2019, 70(3):317–325.
- [2] BIERNACKI M., DZIUBA Ł. *Choroba symulatorowa jako realny problem badań na symulatorach*. Med. Pr. 2012, 63(3):377–388.
- [3] STOFFREGEN T.A., HETTINGER L.J., HAAS M.W., ROE M.M., SMART L.J. *Postural instability and motion sickness in a fixed-base flight simulator*. Hum. Factors 2000, 42(3):458–469.
- [4] HAMILTON K.M., KANTOR L., MEGEE L.E. *Limitations of postural equilibrium test for examining simulator sickness*. Aviat. Space Environ. Med. 1989, 60(3):246–251.
- [5] SILVERMAN D.R., SLAUGHTER R.A. *An exploration of simulator sickness in the MH-60G operational flight trainer, an advanced wide field-of-view helicopter trainer* (Rep. No. AL/HR-TR-1994-0173). Aircrew Training Research Division, Human Resources Directorate, Mesa 1995.
- [6] VIRRE E., CLARK J.B. *Airsickness and Space Sickness*. W: Kennedy C.H., Kay G.G. [red.] *Aeromedical Psychology*. ASHGATE, Surrey England 2013:195–213.

Wpływ zmian obciążenia zewnętrznego na biomechaniczne składowe wyskoku pionowego

M. STANISZEWSKI¹

¹AWF Warszawa, Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, e-mail autora: michal.staniszewski@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: platforma dynamometryczna, wyskok CMJ,

1. Wstęp

Wyskoki pionowe są dosyć prostym ćwiczeniem, które często wykorzystywane jest w procesie treningowym zawodników na różnym poziomie zaawansowania sportowego. Ćwiczenia polegające na wieloskokach, wskakiwaniu na przeszkody, skakaniu przez płotki lub po schodach stosowane są głównie w celu poprawy mocy i wykorzystywane są w wielu dyscyplinach sportu jako ćwiczenia przygotowania motorycznego zawodnika. Efektywność tego typu ćwiczeń jest potwierdzona w praktyce poprzez progres w pokonywaniu coraz większych obciążeń przez osoby ćwiczące [1,2]. Sposobem na zwiększanie obciążenia treningowego podczas skoków jest pokonywanie większych odległości, wyższych przeszkód lub zwiększanie masy ciała ćwiczących poprzez zakładanie pasów lub kamizelek z dodatkowym obciążeniem [3]. W badaniach własnych postanowiono sprawdzić, jak zastosowanie dodatkowego obciążenia zewnętrznego zmienia siłę wybiecia i moc wyskoku, a celem badań stało się poznanie charakterystyki zmian parametrów biomechanicznych wyskoku pionowego w funkcji zwiększania obciążenia zewnętrznego (wyskoki z dodatkowym obciążeniem).

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

W badaniach wzięła udział 15 osobowa grupa studentów trzeciego roku AWF w Warszawie, w wieku $21,8 \pm 0,9$ lat, o masie $74,6 \pm 9,9$ kg i wysokości $175,4 \pm 7,6$ cm. Żaden z badanych nie uprawiał sportu na wyczynowym poziomie.

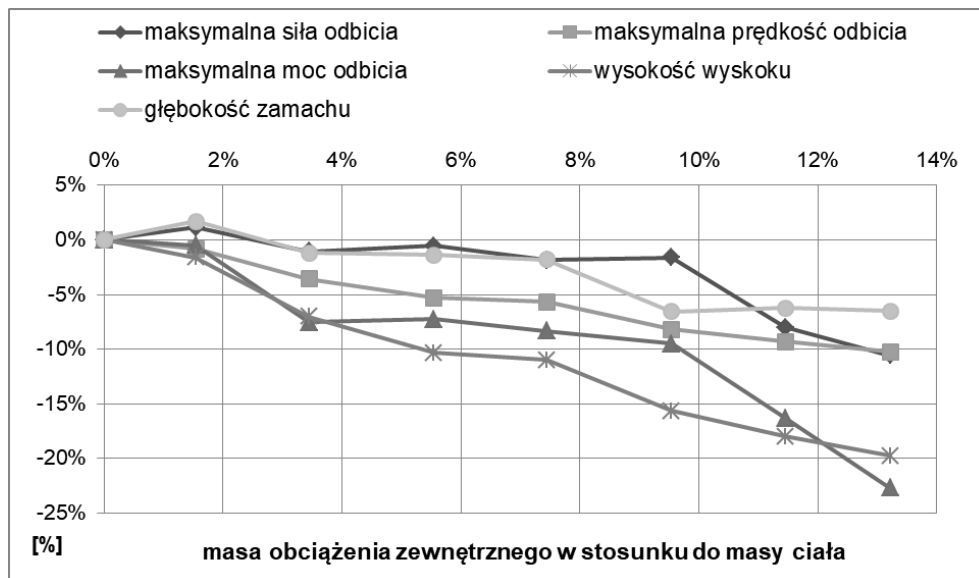
2.2. Metody

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

3. Wyniki

Na rycinie 1 przedstawiono zmiany wszystkich analizowanych parametrów biomechanicznych wyskoku CMJ, w zależności od dokładanych dodatkowych obciążników. Obciążenie zewnętrzne przedstawiono w procentach masy ciała badanych, co pozwoliło na unormowanie danych. Zmiany poszczególnych wartości zaprezentowano w procentach w stosunku do pomiaru wykonywanego bez dodatkowego

obciążenia zewnętrznego. Zwiększenie obciążenia o ok. 2% masy ciała nie zmieniło parametrów biomechanicznych wyskoku. Dalsze zwiększanie obciążenia spowodowało sukcesywny spadek wartości wszystkich składowych wyskoku. Przy obciążeniu ok. 10% masy ciała linia opisująca dane załamuje się notując wyraźny spadek. Najmniejsze różnice wartości wystąpiły dla siły odbicia, a największy spadek dla maksymalnej mocy i wysokości wyskoku.



Ryc. 1 Charakterystyka porównawcza wszystkich badanych parametrów wyskoku CMJ w zależności od zastosowanego obciążenia zewnętrznego. Obciążenie zewnętrzne wyrażono w procentach masy ciała badanych.

4. Dyskusja

Można stwierdzić, że zmiany obciążenia zewnętrznego w granicach 2% masy ciała nie wpływają na zmiany parametrów wyskoku pionowego, a po przekroczeniu tej granicy stabilizują się na poziomie o kilka procent niższym od wyjściowego. Natomiast punktem granicznym wydaje się być zwiększenie obciążenia o ok. 10% masy ciała, ponieważ po przekroczeniu tego progu zauważalne jest wyraźne załamanie krzywej opisującej zmiany, czyli znaczny spadek wartości parametrów wyskoku CMJ. Podobne wnioski pojawiły się w pracy Suzovic i wsp. [4], gdzie największe wartości mocy wyskoku pojawiały się w okolicach masy własnej ćwiczących, czyli bez dodatkowego obciążenia.

Źródła finansowania: Praca sfinansowana z funduszy MNiSW w ramach projektu badawczego DS.-279 w AWF Warszawa

Piśmiennictwo

- [1] HUNNICUTT J., ELDER C., DAWES J., ELDER A. *The Effects of a Plyometric Training Program on Jump Performance in Collegiate Figure Skaters: A Pilot Study*. International Journal Of Exercise Science, 2016,9(2):175-186.
- [2] FAULKINBURY K, STIEG J, TRAN T, BROWN L, COBURN J, JUDELSON D. *Effects of depth jump vs. box jump warm-ups on vertical jump in collegiate vs. club female volleyball players*. Medicina Sportiva, 2011;15(3):103-106.
- [3] RYSZCZUK M., GAJEWSKI J., GÓRSKI M., MAZUR-RÓŻYCKA J. (2013) *Zmiany parametrów wyskoku pionowego pod wpływem dodatkowego obciążenia zewnętrznego*. Wychowanie Fizyczne i Sport, 57 (4):143-150.
- [4] D. SUZOVIC, G. MARKOVIC, M. PASIC, S. JARIC *Optimum Load in Various Vertical Jumps Support the Maximum Dynamic Output Hypothesis* Int J Sports Med 2013; 34(11): 1007-1014

Biomechaniczne składowe wskakiwania i zeskakiwania ze schodów

M. STANISZEWSKI¹, A. MASTALERZ²

¹AWF Warszawa, Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, e-mail autora: michal.staniszewski@awf.edu.pl

²AWF Warszawa, Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, e-mail autora: andrzej.mastalerz@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: platforma dynamometryczna, EMG, Drop Jump

1. Wstęp

W szkoleniu sportowym często stosowany jest trening plyometryczny, celowo ukierunkowany na wykorzystanie mechanizmu pracy mięśni w cyklu rozciągnięcie-skurcz. Przykładem takiego treningu jest wysiłek polegający na serii podskoków lub wskoków na podwyższenie, który zwiększa intensywność i moc ćwiczeń [1,2,3]. Mechanizmem napędzającym każdego odbicia jest koncentryczny charakter pracy mięśni prostowników stawu biodrowego i kolanowego oraz zginaczy podszwowych stawu skokowo-goleniowego, podczas gdy w fazie lądowania te same grupy mięśniowe włączają się do pracy, ale o charakterze ekscentrycznym. W trakcie powtórzeń tego cyklu, w fazie lądowania (hamowania ruchu) dane mięśnie pracując w charakterystyce ekscentrycznej ulegają rozciągnięciu, a następnie kurcząc się powodują odbicie [4,5]. Jeśli ćwiczący wskakuje na przeszkodę, np. stopień (napędzanie ruchu w górę) to przeważa praca o charakterystyce koncentrycznej, a podczas zeskakiwania (hamowania ruchu w dół) ekscentrycznej.

Zaprojektowano eksperyment, w którym postanowiono sprawdzić, który fragment cyklu wskakiwania lub zeskakiwania z podwyższenia generuje większe obciążenia pracujących mięśni. Za cel badań przyjęto porównanie biomechanicznych składowych wyskoku pionowego pomiędzy wskakiwaniem na stopnie schodów, a zeskakiwaniem oraz określenie bioelektrycznej aktywności mięśni kończyn dolnych zaangażowanych w wybicie podczas wyskoku i hamowanie po wylądowaniu.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

W badaniach wzięła udział 15 osobowa grupa studentów trzeciego roku AWF w Warszawie, w wieku $21,8 \pm 0,9$ lat, o masie $74,6 \pm 9,9$ kg i wysokości $175,4 \pm 7,6$ cm. Żaden z badanych nie uprawiał sportu na wyczynowym poziomie.

2.2. Metody

Do oceny parametrów biomechanicznych wskakiwania lub zeskakiwania ze stopni wykorzystano wyskoki DJ (DROP JUMP, pojedynczy wyskok z naskokiem spoza platformy).

- W próbach wskakiwania badani wskakiwali na stopień (podwyższenie) o wysokości 30 cm, na którym znajdowała się platforma dynamometryczna. Po wskoczeniu badani mieli za zadanie wykonać maksymalny wyskok pionowy.
- W próbach zeskakiwania, badani wstępnie stawali na stopniu o wysokości 30 cm, a następnie zeskakiwali na platformę dynamometryczną. Po zeskoku mieli za zadanie wykonać maksymalny wyskok pionowy.

Do oceny stopnia pobudzenia mięśni w poszczególnych próbach zastosowano pomiary EMG mięśni: prosty uda, dwugłowy uda, brzuchaty łydki.

3. Wyniki

Uzyskane dane wskazują na istotne międzygrupowe różnice tylko dla fazy hamowania czyli lądowania po wyskoku (Tab.1.). Istotnie większe wartości hamowania zanotowano podczas wyskoku pionowego wykonywanego po zeskoku z podwyższenia.

Tab. 1 Biomechaniczne składowe lądowania i wybicia podczas wyskoku DJ wykonanego w próbie po zeskoczeniu ze stopnia oraz w próbie po wskoczeniu na stopień

Parameter wyskoku	Zeskakiwanie ze stopnia	Wskakiwanie na stopień
Fmax_lądowanie	1979 N*	1415 N
Fmax_wybicie	1233 N	1132 N
Vmax_lądowanie	2,62 m/s*	1,68 m/s
Vmax_wybicie	2,92 m/s	2,89 m/s
Pmax_lądowanie	4210 W*	1854 W
Pmax_wybicie	2393 W	2324 W
Pśr_lądowanie	1278 W*	794 W
Pśr_wybicie	1346 W	1285 W
Wh_lądowanie	250 J*	92 J
W_wybicie	330 J	323 J
hw	0,44 m	0,43 m
G_zam	0,41 m	0,40 m

*wartości istotnie większe po zeskakiwaniu niż po wskakiwaniu na stopień

4. Dyskusja

Lądowanie po zeskakiwaniu z podwyższenia generuje istotnie większe wartości wszystkich parametrów biomechanicznych, niż lądowanie po wskakiwaniu na podwyższenie. Samo wybicie w górę, czy to po wskoczeniu czy zeskoczeniu ze stopnia, nie różnicuje tych ruchów. Można zatem stwierdzić, że różnica pomiędzy wskakiwaniem na schody, a zeskakiwaniem przejawia się tylko w fazie hamowania ruchu po wylądowaniu, czyli podczas ekscentrycznej pracy mięśni.

Źródła finansowania: Praca sfinansowana z funduszy MNiSW w ramach projektu badawczego DS.-279 w AWF Warszawa

Piśmiennictwo

- [1] AFIFI M, HINRICHS R. *A mechanics comparison between landing from a countermovement jump and landing from stepping off a box*. Journal Of Applied Biomechanics, 2012,28(1):1-9.
- [2] FAULKINBURY K, STIEG J, TRAN T, BROWN L, COBURN J, JUDELSON D. *Effects of depth jump vs. box jump warm-ups on vertical jump in collegiate vs. club female volleyball players*. Medicina Sportiva, 2011,15(3):103-106.
- [3] MIRZAEI B, NORASTEH A, DE VILLARREAL E, ASADI A. *Effects of six weeks of depth jump vs. countermovement jump training on sand on muscle soreness and performance*. Kinesiology, 2014,46(1):97-108.
- [4] 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.
- [5] LOUDER T, BRESSEL M, BRESSEL E. *The Kinetic Specificity of Plyometric Training: Verbal Cues Revisited*. Journal Of Human Kinetics, 2015,49(1):201-208.

Wpływ czterodniowego rejsu żeglarskiego na zaburzenia równowagi ciała

M. STANISZEWSKI¹, P. ZYBKO²

¹AWF Warszawa, Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, e-mail autora: michal.staniszewski@awf.edu.pl

²AWF Warszawa, Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, e-mail autora: przemyslaw.zybko@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: stabilność posturalna, zmysł równowagi, błędnik

1. Wstęp

Specyfika rejsu żeglarskiego wpływa znacząco na organizm człowieka. Przez dłuższy czas (zazwyczaj kilka dni) uczestnik rejsu poddawany jest bodźcom zewnętrznym spowodowanym niestabilnością jachtu na wodzie. W wyniku działania sił aerodynamicznych i hydrodynamicznych jacht podczas żeglugi oscyluje wokół osi podłużnej i poprzecznej kadłuba przechylając się w różnych kierunkach. Podczas postoju w porcie jacht cały czas kołysze się w wyniku zafalowania wody, wiejącego wiatru lub przemieszczających się po pokładzie osób. Żeglarze przez wiele godzin i dni spędzonych na jachcie, zarówno w czasie dziennej aktywności jak i podczas snu, ciągle przebywają w warunkach braku stabilnego podłoża. Tego typu, niespotykane w codziennym życiu warunki, w dużym stopniu wpływają na zmysł równowagi, a szczególnie błędnik, który ciągle bodźcowany jest wywołanymi przez fale przyspieszeniami działającymi na ciało człowieka. Błędnik reaguje na przyspieszenia kątowe i liniowe. Te drugie, w wyniku kołysania się jachtu, przekraczać mogą nawet tysiąckrotnie próg pobudliwości narządu przedsionkowego, który mieści się w przedziale od 0,00981 do 0,2943 m/s² [1]. Pojawia się tzw. niedopasowanie sensoryczne spowodowane sprzecznymi sygnałami docierającymi do mózgu. Zmysł wzroku rejestruje niewielkie zmiany krajobrazu, ciało praktycznie pozostaje w bezruchu lub w niewielkim ruchu, a błędnik rejestruje wszystkie drgania powstałe w wyniku bujania (w górę, w dół, do przodu i na boki), informując mózg, że znajduje się w stanie permanentnego chaotycznego ruchu. W skrajnych przypadkach mózg nie jest w stanie poradzić sobie z interpretacją sprzecznych informacji i organizm zaczyna reagować chorobowo [2,3]

Podczas uczestnictwa w rejsie żeglarskim układy odpowiedzialne za zmysł równowagi nieustannie poddawane są bodźcom zewnętrznym, związanym z bujaniem jachtu w czasie żeglugi oraz w trakcie postoju w porcie. Osoby żeglujące oraz śpiące na jachcie, przez wiele godzin w ciągu doby mimowolnie znajdują się w fazach ciągłego kołysania. W pracy postanowiono sprawdzić czy kilkudniowe przebywanie na jachcie żaglowym ma wpływ na utrzymujące się zmiany równowagi ciała, a celem pracy była ocena zmian parametrów stabilności ciała u uczestników czterodniowego rejsu żeglarskiego.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

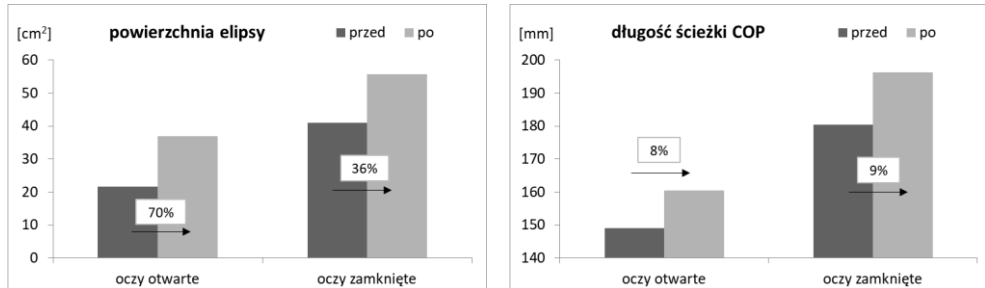
W badaniu wzięło udział 18 studentów AWF Warszawa (9 kobiet i 9 mężczyzn) w wieku $24,3 \pm 0,6$ lat, o masie $69,1 \pm 12,2$ kg i wysokość ciała $174,7 \pm 10,3$ cm.

2.2. Metody

Pomiary stabilności ciała wykonane zostały na urządzeniu pomiarowym, macie stabilometrycznej ze stabilnym podłożem FreeMed firmy Sensor Medica (Italy) z oprogramowaniem Freestep. Przeprowadzono 2 protokoły pomiarowe w staniu boso

z oczami otwartymi i zamkniętymi trwające 30 sekund każdy. Do analizy wykorzystano wartości dotyczące długości ścieżki parcia stóp na podłoże (COP), powierzchni elipsy utworzonej przez wychylenia środka ciężkości, prędkości wychwiał oraz ich zakresu w osi przednio-tylnej i na boki. Pomiarzy zrealizowano w tych samych warunkach laboratoryjnych 24 godziny przed i 24 godziny po czterodniowym rejsie żeglarskim po jeziorach mazurskich.

3. Wyniki



Ryc. 1 Powierzchnia elipsy oraz długość ścieżki parcia stóp na podłoże w pomiarach przed i po czterodniowym rejsie żeglarskim.

W pomiarach wykonanych 24 godziny po zakończeniu czterodniowego rejsu żeglarskiego powierzchnia elipsy opisującej zakres wychwiał była o kilkadziesiąt procent większa niż przed rejsem (Ryc. 1). Świadczy to o większej oscylacji środka ciężkości badanych czyli ich chwianiu się w większym zakresie. Długość ścieżki COP wzrosła o niecałe 10%, ale zmiany te są istotne statystycznie, więc także potwierdzają pogorszenie stabilności posturalnej spowodowanej kilkudniowym przebywaniem w warunkach niestabilnego podłoża.

4. Dyskusja

Czterodniowy rejs na jachtach żaglowych wpłynął negatywnie na parametry stabilności ciała. Ciągłe przebywanie w dzień i w nocy na jachtach, które kołysały się na falach, spowodowało słabsze wyniki równowagi jeszcze 24 godziny po zakończeniu rejsu. Można stwierdzić, że wielodniowa żegluga na jachtach istotnie zaburza działanie układu błędnika odpowiedzialnego za utrzymywanie stabilnej postawy ciała, a efekty przebywania w niestabilnych warunkach utrzymują się jeszcze co najmniej dobę po zakończeniu rejsu.

Źródła finansowania: Praca sfinansowana z funduszy MNiSW w ramach projektu badawczego DS.-199 w AWF Warszawa

Piśmiennictwo

- [1] GORDON C.R., SPITZER O., DOWECK I., MELAMED Y., SHUPAK A. *Adaptation and habituation to sea conditions*. Journal of Vestibular Research, 1995,5: 363-369.
- [2] GUROVSKIY N.N., BRYANOV I.I., YEGOROV A.D. *Changes in the vestibular function during space flight*. Acta Astronautica, 1975, Vol.2, No.2:207–216.
- [3] CHAN G., MOOCHHALA S.M., ZHAO B., TAN D., WONG J. *A comparison of motion sickness prevalence between seafarers and non-seafarers onboard naval platforms*. International Maritime Health, 2006,57(1-4):56-65.

Charakterystyka parametrów biomechanicznych wyskoku pionowego na platformie dynamometrycznej u osób po całkowitej trójpęczkowej rekonstrukcji ścięgna Achillesa

M. SYREK¹, U. ZDANOWICZ², R. ŚMIGIELSKI³, M. STANISZEWSKI⁴

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

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

³ Instytut Rehabilitacji Mirai, ul. Pory 78, 02-757, Warszawa, rsmigielski@gmail.com

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

Słowa kluczowe: rekonstrukcja, biomechanika, wyskok pionowy, siła mięśniowa, ścięgno Achillesa

1. Wstęp

Zerwanie ścięgna Achillesa to uraz wynikający z okazjonalnie podejmowanej nadmiernej aktywności ruchowej przy braku stosownego przygotowania do wysiłku fizycznego. Ścięgno piętowe stanowi wspólne zakończenie mięśnia trójgłowego łydki, w skład którego wchodzi mięsień brzuchaty łydki oraz mięsień płaszczkowaty. Tzw. teoria trójpęczkowej 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

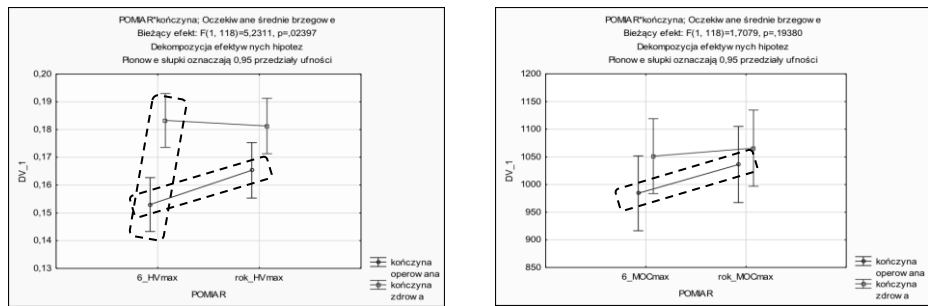
Badaniami objęto grupę 60 pacjentów (10 kobiet, 50 mężczyzn). Wszyscy pacjenci operowani byli tą samą metodą: anatomiczną trójpęczkową rekonstrukcją ścięgna Achillesa. Połowie z nich podano podczas zabiegu komórki macierzyste. Fizjoterapia prowadzona była przez 6 miesięcy (odbywała się 3 razy w tygodniu).

Ocena sprawności funkcjonalnej obejmowała pomiar mocy i wysokości wyskoku obunóż i jednonóż (platforma AMTI). Badania funkcjonalne wykonywane były w 6 miesiącu oraz po roku od zabiegu. Ocena biomechaniczna przeprowadzana była po konsultacji lekarskiej, połączonej z przeprowadzeniem odpowiedniej diagnostyki obrazowej.

3. Wyniki

Przeprowadzone badania biomechaniczne wykazały niższą wysokość wyskoku (HVmax) operowanej kończyny dolnej w porównaniu do zdrowej w badaniach przeprowadzonych 6 miesięcy po zabiegu. Po roku brak różnic. Porównując wyniki operowanej kończyny dolnej pomiędzy kolejnymi pomiarami zanotowano istotną

poprawę parametrów wysokości (HVmax) oraz mocy (MOCmax) wyskoku rok od przeprowadzonego zabiegu operacyjnego (Ryc.1).



Ryc. 1 Pomiar wysokości [m] i mocy [W] wyskoku w kończynie operowanej i zdrowej po 6 miesiącach i roku od zabiegu.

Porównując kończynę operowaną w grupie pacjentów z komórkami i bez wykazano brak różnic istotnych statystycznie w pomiarze 6 miesięcy oraz rok od zabiegu. Porównując wyskok obunóż wykazano istotnie niższe wartości mocy maksymalnej względnej w grupie pacjentów z komórkami w porównaniu do pacjentów bez komórek w pomiarze 6 miesięcy od zabiegu. Brak różnic istotnych statystycznie w pomiarze rok od zabiegu.

4. Wnioski

W wyniku przeprowadzonych badań można stwierdzić, 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. Na późniejszych etapach rehabilitacji ćwiczenia dynamiczne powinny stać się nieodzownym elementem każdego treningu.

Źródła finansowania: Narodowe Centrum Badań i Rozwoju.

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] ROSSO C., BUCKLAND D.M., POLZER C., SADOOGHI P., SCHUH R., WEISSKOPF L., VAVKEN P., VALDERRABANO V. *Long-term biomechanical outcomes after Achilles tendon ruptures*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2015, 23(3): str.890-8.
- [5] ZELLERS J.A., MARMON A.R., EBRAHIMI A., GRÄVARE SILBERNAGEL K. *Lower extremity work along with triceps surae structure and activation is altered with jumping after Achilles tendon repair*. J Orthop Res. 2019, 37(4): str.933-941.
- [6] ABDELSATTAR M., KONRAD A., TILP M. *Relationship between Achilles Tendon Stiffness and Ground Contact Time during Drop Jumps*. J Sports Sci Med. 2018, 14;17(2): str.223-228.

Test dwóch wag jako biomechaniczna ocena zrównoważenia pionowej postawy ciała w płaszczyźnie czołowej studentów kierunku wychowanie fizyczne

A. SZPALA, M. MIRUS

Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, al. I.J.Paderewskiego 35, 51-612 Wrocław
e-mail: agnieszka.szpala@awf.wroc.pl

Słowa kluczowe: współczynnik symetryczności, platforma dynamometryczna, pleć

1. Wstęp

Test dwóch wag jest popularnym testem stosowanym w fizjoterapii, pozwalającym na obliczenie wskaźnika symetryczności (WS) obciążenia kończyn dolnych. Wskaźnik ten z kolei umożliwia ocenę efektów rehabilitacji m.in. u chorych z zespołami bólowymi kręgosłupa [1] i po udarze mózgu, u których występują zaburzenia związane z równowagą i stabilnością posturalną [2,3]. W naszej pracy proponujemy zastosowanie WS w celach diagnostycznych w wychowaniu fizycznym i sporcie. Celem pracy była biomechaniczna ocena zrównoważenia pionowej postawy ciała w płaszczyźnie czołowej studentów kierunku wychowanie fizyczne uprawiających różne dyscypliny sportu (symetryczna versus asymetryczna technika ruchu) dokonana na podstawie analizy WS.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

W badaniach uczestniczyło 164 studentów kierunku wychowanie fizyczne Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. W grupie osób badanych znajdowało się 76 kobiet (wiek: $20,8 \pm 1,02$ lat; masa ciała: $62,31 \pm 7,99$ kg; długość ciała: $167,89 \pm 5,76$ cm; BMI: $22,11 \pm 2,7$ kg/m²) oraz 88 mężczyzn (wiek: $20,9 \pm 1,15$ lat; masa ciała: $78,98 \pm 9,57$ kg; długość ciała: $181,96 \pm 6,27$ cm; BMI: $23,83 \pm 2,46$ kg/m²). Obie badane grupy podzielono na 4, najbardziej liczne, podgrupy pod względem uprawianych dyscyplin sportowych. Podgrupy nazwano następująco: 1. Gry zespołowe, do których zaliczono piłkę nożną, siatkówkę, koszykówkę, piłkę ręczną, softball, siatkówkę plażową i futbol amerykański (mężczyźni N=66, kobiety N=28); 2. Sporty siłowe, do której zaliczone zostały kulturystyka, trójbój siłowy, karate, judo, kalistenika (mężczyźni N=7, kobiety N=12); 3. Inne dyscypliny sportowe, takie jak lekkoatletyka, taniec, pływanie, kolarstwo górskie, jeździectwo, akrobatyka (mężczyźni N=10, kobiety N=26); 4. Brak uprawianych dyscyplin - w grupie tej znalazły się osoby, które nie uprawiają żadnej dyscypliny sportowej (mężczyźni N=5, kobiety N=10).

2.2. Metody badawcze

W pracy posłużono się metodą dynamometryczną wykorzystując dwie platformy firmy Kistler (numer 9286a). Zadaniem osoby badanej było utrzymanie pionowej postawy ciała przez 30 s, stojąc na dwóch platformach ustawionych obok siebie, każda stopa, bez obuwia, na jednej platformie. W celach higienicznych osoby badane miały założone skarpety. Głowa ustawiona była w tzw. pozycji frankfurckiej, a kończyny górne ułożone wzdłuż tułowia. Rejestracji podlegała wartość składowej pionowej siły reakcji podłoża (Fz [N]) dla każdej kończyny oddzielnie z wykorzystaniem oprogramowania BioWare® (V.3.2.6) (**Tab.1**). Zarejestrowane dane zostały uporządkowane w arkuszu kalkulacyjnym Excel, gdzie obliczono iloraz wartości większej do mniejszej. W ten

sposób został obliczony WS, którego norma wynosi 1,00-1,15. Większa wartość wskaźnika świadczy o nieprawidłowym zrównoważeniu pionowej postawy ciała [4]. Analiza statystyczna została wykonana w programie Statistica 13.1 (StatSoft, Inc., Tulsa, Oklahoma). Poziom istotności ustalono na $\alpha < 0,05$.

3. Wyniki

Przeprowadzona analiza statystyczna (Anova dla układów czynnikowych [płeć \times uprawiana dyscyplina sportu]) wykazała brak istotnych różnic pomiędzy badanymi podgrupami (test $F_{(3,156)}=0,16$; $p=0,92$) (**Tab.1**).

Tab. 1 Wartości średnie i odchylenia standardowe składowej pionowej siły reakcji podłoża [N] w analizowanych grupach badawczych oraz wartość WS.

Grupy badawcze	MĘŻCZYŹNI	MĘŻCZYŹNI	KOBIETY	KOBIETY
	Kończyna dolna PRAWA	Kończyna dolna LEWA	Kończyna dolna PRAWA	Kończyna dolna LEWA
1. Gry zespołowe	403,99 \pm 54,09	384,34 \pm 51,23	330,46 \pm 56,66	323,16 \pm 58,81
WS	1,12 \pm 0,11		1,14 \pm 0,15	
2. Sporty siłowe	400,77 \pm 45,63	375,73 \pm 54,16	315,45 \pm 44,52	314,82 \pm 45,81
WS	1,07 \pm 0,04		1,08 \pm 0,08	
3. Inne dyscypliny sportowe	411,59 \pm 69,42	410,43 \pm 75,73	305,99 \pm 36,08	301,57 \pm 40,46
WS	1,09 \pm 0,07		1,09 \pm 0,06	
4. Brak uprawianej dyscypliny	341,69 \pm 40,37	358,51 \pm 42,27	285,80 \pm 39,88	299,72 \pm 39,76
WS	1,07 \pm 0,08		1,13 \pm 0,13	

4. Dyskusja

Wykonana przez nas analiza wykazała zrównoważenie pionowej postawy ciała w płaszczyźnie czołowej badanych osób. Uzyskane wyniki mogą wynikać z faktu, że badana grupa to studenci kierunku wychowanie fizyczne, osoby młode, zdrowe oraz sprawne fizycznie. Dodatkowo, aktywny udział w wielu zajęciach sprawnościowych, wynikający z programu studiów, mógł istotnie wpłynąć na wartości analizowanych parametrów. W kolejnych etapach badań przewidujemy rozszerzenie naszych analiz o podział na konkretne dyscypliny sportowe i uwzględnienie ewentualnych kontuzji i urazów.

Piśmiennictwo

- [1] DEREWIECKI T., DUDA M., MAJCHER P. *Wpływ dyskopochodnych dolegliwości bólowych kręgosłupa L-S na postawę ciała. Doniesienie wstępne.* Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, 2013, 15:31-39.
- [2] JAWORSKA M., TUZIM T., STARCZYŃSKA M., WILK-FRAŃCZUK M., PEDRYCZ A. *Ocena wpływu rehabilitacji na zaburzenia równowagi u pacjentów po niedokrwiennym udarze mózgu z wykorzystaniem wybranych testów i skal.* Polish Hyperbaric Research, 2015, 51(2):55-66.
- [3] Wolny T., Saulicz E., Gnat R., Kokosz M., Myśliwiec A., Kuszewski M. *Ocena efektywności metody PNF w symetryzacji obciążenia kończyn dolnych u pacjentów w okresie późnym po udarze mózgu.* Fizjoterapia Polska, 2010, 10:263-270.
- [4] KOŁODZIEJ K., KWOLEK A., RUSEK W., PRZYSADA G., SZPUNAR P. *Korelacja wskaźnika symetryczności obciążenia kończyn dolnych i nasilenia bólu u pacjentów z zespołem bólowym kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego rehabilitowanych szpitalnie.* Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego, 2005, 3:234-236.

Kąt ustawienia tułowia w poszczególnych technikach przysiadu ze sztangą przy zastosowaniu różnego obuwia

P. SZYSZKA¹, A. CZAPLICKI², T. SACEWICZ²

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Wychowania Fizycznego i Zdrowia, Katedra Nauk o Sporcie, paulina.szyszka@awf-bp.edu.pl

²Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Wychowania Fizycznego i Zdrowia, Katedra Nauk Przyrodniczych, adam.czapliski@awf-bp.edu.pl, tomasz.sacewicz@awf-bp.edu.pl

Słowa kluczowe: przysiad, obuwie, kinematyka, pochYLENIE tułowia

1. Wstęp

Podczas wykonania przysiadu aktywowanych jest ok 200 mięśni [1], stąd też ćwiczenie to jest często wykorzystywane w sporcie [2] jak również w rehabilitacji [3]. Przysiady są ćwiczeniem wielostawowym na wykonanie, którego wpływają proporcje ciała zawodnika, stosowane obuwie, a do prawidłowego wykonania przysiadu niezbędna jest odpowiednia praca stawów skokowych, kolanowych i biodrowych [4]. Bardzo istotny jest także odpowiedni kąt ustawienia tułowia, badania naukowe dowodzą, że nadmierne pochYLENIE do przodu tułowia jest częstym błędem u początkujących sportowców wykonujących przysiady ze sztangą [5]. Najczęściej stosowanymi technikami przysiadu jest przysiad ze sztangą na klatce piersiowej, przysiady ze sztangą trzymaną na barkach technikami high bar i low bar (w zależności od usytuowania sztangi, wysoko bądź niżej na barkach). Głównie podczas treningu wykorzystywane są buty sportowe, część trenerów poleca natomiast wykonanie ćwiczeń bez obuwia. Jednak na wysokim poziomie szkolenia sportowego do treningu wykorzystywane jest specjalistyczne obuwie do podnoszenia ciężarów, które znacznie różni się budową od butów sportowych. Stąd celem naszej pracy była ocena kąta ustawienia tułowia podczas wykonania różnych technik przysiadu stosując różny rodzaj obuwia.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

W badaniach wzięło udział 8 zawodników trenujących podnoszenie ciężarów (Tab. 1). Badania przeprowadzono z wykorzystaniem systemu Vicon, modelu Plug-in Gate. Analizowano kąt ustawienia tułowia przy 11 ustawieniach kątowych stawu kolanowego (w pracy ekscentrycznej: 90°, 100°, 110°, 120°, 130°, max, oraz w pracy koncentrycznej 90°, 100°, 110°, 120°, 130°) w trzech technikach przysiadu (przysiad ze sztangą na klatce piersiowej, przysiad ze sztangą na barkach techniką „high bar” i „low bar”) wykorzystując obuwie sportowe, obuwie specjalistyczne do podnoszenia ciężarów oraz przysiad bez obuwia. Każdy zawodnik wykonywał przysiady z obciążeniem stanowiącym 60% rekordu życiowego (1RM).

Tab. 1 Średni wiek, masa i wysokość ciała badanej grupy zawodników

	Wiek [lata]	Masa ciała [kg]	Wysokość ciała [cm]
Średnia	19,25	73,00	174,62
SD	1,67	10,86	6,93

3. Wyniki

Największą głębokość przysiadu (największy kąt zgięcia w stawie kolanowym) $144^{\circ} \pm 10,23^{\circ}$ uzyskano w technice High Bar z zastosowaniem obuwia specjalistycznego do podnoszenia ciężarów. Najmniejszy kąt zgięcia w stawie kolanowym odnotowano przy zastosowaniu butów sportowych w technice przysiadu z przodu ($137^{\circ} \pm 12,32^{\circ}$). Kąt ustawienia tułowia w poszczególnych technikach przysiadu z zastosowaniem różnego obuwia zmieniał się zarówno przy ocenie wartości średnich w trackie całego analizowanego ruchu jak również w wartościach maksymalnych (Tab. 2).

Tab. 2 Średni i maksymalny kąt pochylenia tułowia z uwzględnieniem poszczególnych technik wykonania przysiadu z użyciem różnego rodzaju obuwia

Technika przysiadu	FS		HBS		LBS	
	średnia [deg]	max [deg]	średnia [deg]	max [deg]	średnia [deg]	max [deg]
Obuwie specjalistyczne do podnoszenia ciężarów	24,26	30,18	30,11	41,42	33,01	43,64
Bez obuwia	26,64	32,89	33,12	42,28	35,17	46,61
Obuwie sportowe	26,17	32,26	31,71	43,59	34,12	45,54

FS- przysiad ze sztangą na klatce piersiowej, **HBS**- przysiad ze sztangą na barkach techniką High Bar, **LBS**- przysiad ze sztangą na barkach techniką Low Bar

4. Wnioski

Dobór odpowiedniego obuwia do treningu siłowego, jest istotny w celu redukcji obciążeń wewnątrz stawowych. Autorzy są zgodni, iż wzrost kąta pochylenia tułowia powoduje zwiększenie reakcji wewnątrz stawowych odcinka lędźwiowego kręgosłupa [5]. Najkorzystniejszą techniką wykonania przysiadu biorąc pod uwagę kąt ustawienia tułowia jest technika przysiadu ze sztangą na klatce piersiowej natomiast najbardziej obciążającą odcinek lędźwiowy kręgosłupa jest przysiad techniką low bar. Analizując stosowane obuwie w kontekście ustawienia kąтового tułowia w różnych technikach najmniejsze pochylenie występowało przy użyciu obuwia specjalistycznego do podnoszenia ciężarów.

Piśmiennictwo

- [1] STOPPANI J. *Encyclopedia of muscle & strength*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2006.
- [2] ESCAMILLA R. F. *Knee biomechanics of the dynamic squat exercise*, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2001:33, 127-139.
- [3] LUTZ, GE, PALMITIER, RA, AN, KN, AND CHAO, EY. *Comparison of tibiofemoral joint forces during open kinetic chain and closed kinetic chain exercises*, *J Bone Joint Surg Am* 1993: 75, 732-739.
- [4] RIPPETOE, M. *Starting Strength Basic Barbell Training*. (3rd ed.). Wichita Falls, TX: The Aasgaard Company, 2011.
- [5] CHANDLER TJ, STONE MH. *The squat exercise in athletic conditioning: A position statement and review of the literature*, *NSCA J* 1991: 13, 51-58.

Badania rozkładu prędkości oraz wysiłku organizmu na podstawie zużycia tlenu podczas biegu studentów wychowania fizycznego

R. URBAŃSKI, W. S. ERDMANN, P. ASCHENBRENNER¹

¹Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, K. Górskiego 1, 80-336 Gdańsk, urbanski.robert.gda@gmail.com

Słowa kluczowe: bieg, prędkość, wysiłek, studenci, wychowanie fizyczne, optymalizacja

1. Wstęp

Wiele dyscyplin sportu opiera taktyczne podejście indywidualnych zawodników do uczestnictwa w zawodach na właściwym rozkładzie pokonywania obciążenia. Niewłaściwa dystrybucja, na przykład prędkości ruchu w trakcie całego dystansu, może doprowadzić do zbyt wczesnego wyczerpania możliwości sprawnościowych i co za tym idzie do nadmiernego obniżenia prędkości ruchu. W skrajnych przypadkach zawodnicy nie kończą biegu a nawet umierają [1], [2].

Podczas biegów na średnich i długich dystansach zawodnicy przyjmują różną taktykę. Najczęściej przyjmowana taktyka jest następująca: 1) pozytywny rozkład prędkości z szybszą pierwszą częścią dystansu, 2) równomierny rozkład prędkości z mniej więcej stałą prędkością, 3) negatywny rozkład prędkości z szybszą drugą częścią dystansu.

Celem niniejszych badań było ustalenie taktyki pokonywania dystansu biegowego na bieżni osób sprawnych fizycznie lecz nie uprawiających zawodowo sportu oraz bezpośrednie określenie ich wydatku energetycznego podczas biegu na bieżni stacjonarnej.

2. Materiał i metody

Wstępne badania dla mniejszej grupy przedstawiono w pracy [3]. Obecnie, uczestnikami badań byli studenci kierunku „wychowanie fizyczne”: 17 mężczyzn (średnia wieku 22,1 lat, wysokość ciała 181,6 cm, masa ciała 80,8 kg) i 32 kobiety (średnia wieku 21,8 lat, wysokość ciała 166,5 cm, masa ciała 59,5 kg). Każdy z uczestników przebiegł na bieżni stadionu 1200 m z dowolnie przyjętym rozkładem prędkości. Uzyskana średnia prędkość minus 10% była wzięta pod uwagę dla ustalenia średniej prędkości pasa ruchomej bieżni laboratoryjnej, na której ci sami uczestnicy biegali w trzech różnych rozkładach prędkości: pozytywnej, równomiernej i negatywnej. Każdy z tych czterech biegów (na stadionie i w laboratorium, zawsze po wstępnym rozruchu) odbył się dla danego uczestnika w innym dniu. Podczas biegu na bieżni ruchomej badano częstotliwość skurczów serca HR, wentylację płuc VO_2 [l/min], [ml/min⁻¹/kg⁻¹], VCO_2 [l/min], [ml/min⁻¹/kg⁻¹], wentylację minutową (VE [l/min], częstotliwość oddechów [1/min], ekwiwalent oddechowy RER [-], puls tlenowy VO_2/HR . Badane osoby zostały podzielone na 3 grupy pod względem średniej prędkości biegu: 1) $v > 4$ m/s, 2) $3 < v \leq 4$ m/s, 3) $v \leq 3$ [m/s]. Obliczono wartości średnie, odchylenia standardowe, rozkład wartości.

Istotność różnic między grupami sprawdzono za pomocą jednoczynnikowego testu ANOVA dla czasu trwania testu i średniej prędkości, a dla pozostałych wielkości za pomocą dwuskładnikowego testu ANOVA, gdzie efektem był czynnik grupowy (1 - najlepsza, 2 - średnia, 3 - najslabsza) i współczynnik testowy (L - prędkość malejąca, C - stała, R - prędkość narastająca). Szczegółowe różnice średnich wykazano w teście post-hoc NIR Fisher.

3. Wyniki

Tabela 1 przedstawia średnie wartości czasu i prędkości uzyskane podczas biegu na dystansie 1200 m na laboratoryjnej bieżni ruchomej z podziałem na trzy grupy.

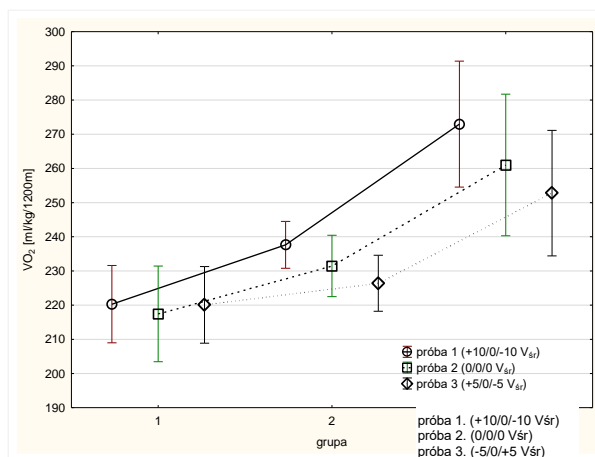
Tab. 1. Średnie czasy i prędkości podczas pokonywania dystansu 1200 m na bieżni ruchomej *,** - różnice między grupami znaczące statystycznie

Grupa		Czas 1200 m [min:sek]	Średnia prędkość [m/s]
wszyscy	x +/- SD (min – max)	05:59 +/-00:57 (04:23 - 08:00)	3,43 +/-0,56 (2,50 - 4,56)
1	x +/- SD (min – max)	04:42 +/-00:14 (04:23 - 04:58)	4,27 +/-0,21** (4,03 - 4,56)
2	x +/- SD (min – max)	06:01 +/-00:29 (05:03 - 06:38)	3,34 +/-0,28** (3,02 - 3,96)
3	x +/- SD (min – max)	07:17 +/-00:29 (06:45 - 08:00)	2,75 +/-0,18** (2,50 - 2,96)

Rycina 1 przedstawia zużycie tlenu [ml/kg/1200m] z podziałem na 3 grupy (1 – najlepsza, 2 – średnia, 3 – najslabsza) z uwzględnieniem trzech scenariuszy biegu.

4. Dyskusja i Wniosek

W grupie średnich i najwolniejszych biegaczy zużycie tlenu było najmniejsze przy negatywnym rozłożeniu prędkości na dystansie. Różnice pomiędzy próbami były większe w grupie najslabszej. W grupie najlepszych biegaczy wyniki były niejednoznaczne. W przyszłości należy kontynuować badania, skupiając się głównie na najlepszych biegaczach, aby uzyskać jasny pogląd na zużycie tlenu w tej grupie.



Ryc. 1. Zużycie tlenu podczas biegu 1200 m na bieżni ruchomej dla trzech grup (1 – najlepsza, 2 – średnia, 3 – najslabsza); scenariusz rozkładu prędkości: kółka – pozytywny, kwadraty – równomierny, romby –

Piśmiennictwo

- [1] ERDMANN W. S. *Koncepcja prawa biologicznego rozkładu obciążenia w czynnościach długotrwałych*. Seminarium Katedry Nauk Przyrodniczych, Akademia Wychowania Fizycznego i Sportu, 2009.02.19.
- [2] MATHEWS S.C., NAROTSKY D. L. BERNHOLT D. L. VOGT M., HSIEH Y. H., PRONOVOST P. J., PHAM J, C. *Mortality among marathon runners in the United States, 2000-2009*. Am J Sports Med, 2012, 40(7):1495-1500.
- [3] URBAŃSKI R., ERDMANN W. S., ASCHENBRENNER P. Oxygen consumption in different running velocity distribution – preliminary results. W: Arkusz K., Będziński R., Klekiel T., Piszczatowski S. (red.) International Conference of the Polish Society of Biomechanics “Biomechanics 2018”, Zielona Góra, 2018.09.5-7; Abstract Book (Streszczenia dwustronicowe), s. 239-240.

Ocena propriocepcji w stawie kolanowym z uszkodzonym więzadłem krzyżowym przednim

P. ZALEWSKA¹, S. PISZCZATOWSKI², J. SKUBICH³, T. GUSZCZYN⁴, A. GÓRALCZYK⁴

¹Politechnika Białostocka, ul. Wiejska 45A, 15-351 Białystok, e-mail: p.obrebska@doktoranci.pb.edu.pl

²Politechnika Białostocka, ul. Wiejska 45A, 15-351 Białystok, e-mail: s.piszczatowski@pb.edu.pl

³Politechnika Białostocka, ul. Wiejska 45A, 15-351 Białystok, e-mail: j.skubich@doktoranci.pb.edu.pl

⁴Uniwersytecki Dziecięcy Szpital Kliniczny w Białymstoku, ul. J. Waszyngtona 17, 15-369 Białystok

Słowa kluczowe: staw kolanowy, propriocepcja, więzadło krzyżowe przednie, biomechanika

1. Wstęp

Uszkodzenie więzadła krzyżowego przedniego jest jednym z najpowszechniej występujących urazów stawu kolanowego [1,2]. Węzadło to jest kluczowe dla stabilności stawu. Przypuszcza się, że odgrywa też ważną rolę w procesie propriocepcji, a jego uszkodzenie może wpływać na jej zaburzenie [3]. Nie jest jasne, czy rekonstrukcja więzadła wpływa na pełne przywrócenie jego funkcji. Celem pracy była ocena wpływu uszkodzenia i rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego na czucie głębokie w stawie kolanowym.

2. Materiał i metody

W badaniu wzięło udział 10 osób w wieku 16-22 lata, u których wykonano zabieg rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego (średni czas od zabiegu wynosi ok. 2,5 roku) oraz zakończono proces rehabilitacji. Osoby były kwalifikowane do projektu na podstawie oceny klinicznej dokonywanej przez ortopedę. Na przeprowadzenie badań uzyskano zgodę komisji bioetycznej.

Do badania czucia głębokiego w stawie kolanowym wykorzystano dynamometr izokinetyczny BIODEX System 4 Pro.

Badanie składało się z dwóch etapów:

1. Badanie progu czucia ruchu w kierunku prostowania i zginania - celem ćwiczenia było zmierzenie drogi kątowej, po której osoba badana poczuła ruch w stawie kolanowym. Ramię dynamometru wraz z podudziem przemieszczało się od pozycji wyjściowej (90°) z prędkością 0,25°/s o maksymalnie 5° (tryb ruchu biernego). Rejestrowano moment czasowy, w którym uczestnik poczuł ruch w stawie. Ćwiczenie powtórzono czterokrotnie dla prostowania oraz czterokrotnie dla zginania w stawie kolanowym.
2. Wyznaczenie błędu odtworzenia zadanej pozycji kątowej - ćwiczenie polegało na trzykrotnym odtworzeniu zadanego kąta zgięcia w stawie kolanowym (30° i 60°) na dwa sposoby:
 - a. biernie (mięśnie w pełni rozluźnione) - po ustawieniu odpowiedniego kąta, następował proces uczenia uczestnika (trwał on 10 sekund), a następnie powrót do pozycji wyjściowej (90°). W kolejnym kroku ramię dynamometru powoli poruszało kończyną uczestnika i gdy uznał on, że dany kąt zgadza się z tym, który przed chwilą zapamiętał, zatrzymywał maszynę za pomocą przycisku.
 - b. czynnie (mięśnie umiarkowanie napięte) - w tym wariantcie podczas nauki osoba badana miała napięte mięśnie oraz samodzielnie odtwarzała zadaną pozycję kątową.

Przed rozpoczęciem ćwiczeń przeprowadzono instruktaż, pouczając uczestników, aby:

1. posiadali luźne (krótkie) spodenki sportowe, które nie będą krępowały ruchów oraz nie zaburzają przebiegu ćwiczeń,
2. korzystali z przygotowanej opaski na oczy, która pozwoli na oddzielenie się do bodźców wzrokowych,
3. maksymalnie skupili się na odczuciach w stawie kolanowym.

W pierwszej kolejności cały zestaw ćwiczeń był wykonywany dla kończyny zdrowej, a dopiero później dla kończyny operowanej.

3. Wyniki

Tab. 1 Droga kątowna, którą pokonało ramię dynamometru do momentu poczucia ruchu w stawie przez osoby badane - próg czucia ruchu (średnia [°] i odchylenie standardowe SD)

	kończyna zdrowa		kończyna operowana	
	średnia	SD	średnia	SD
zginanie	1,57	0,38	1,67	0,54
prostowanie	2,12	0,61	2,14	0,50

Tab. 2 Błąd odtwarzania zadanej pozycji kątowej - w tabeli umieszczono wartości kątów, które stanowią odchylenie od zadanej pozycji (średnia [°] i odchylenie standardowe SD)

	30°				60°			
	kończyna zdrowa		kończyna operowana		kończyna zdrowa		kończyna operowana	
	średnia	SD	średnia	SD	średnia	SD	średnia	SD
biernie	8,37	3,86	6,73	3,97	3,90	2,15	3,55	1,99
czynnie	4,33	2,90	4,93	2,14	3,70	1,98	4,33	2,53

4. Dyskusja

Analizując wyniki dla progu czucia ruchu (Tab. 1) można zauważyć, że osoby badane nieco szybciej czują ruch w stawie kolanowym w kończynie zdrowej niż operowanej, zarówno dla prostowania jak i dla zginania. Różnica ta nie jest jednak duża. Analizując błędy w odtwarzaniu zadanej pozycji kątowej (Tab. 2) widać, że zarówno kończyna zdrowa jak i operowana lepiej odwzorowywała zadany kąt w sposób czynny (za wyjątkiem 60° dla kończyny operowanej). Jednak porównując między sobą obie kończyny można zauważyć, że w kończynie operowanej lepiej odwzorowywany jest kąt w sposób bierny, zaś w kończynie zdrowej w sposób czynny.

Podsumowując można stwierdzić, że widoczny jest pewien wpływ uszkodzenia i rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego na propriocepcję w stawie kolanowym. Konieczne są dalsze badania na większej populacji w celu głębszego zrozumienia omawianych zjawisk.

Źródła finansowania: Badania przeprowadzono w ramach projektów MB/WM/9/2018, MB/WM/14/2018, S/WM/1/2017.

Piśmiennictwo

- [1] GALASIŃSKA K. *Ocena usprawniania pacjentów po rekonstrukcji więzadła krzyżowego przedniego stawu kolanowego metodą PN*. Poznań, 2017.
- [2] POGORZAŁA A. M. *Przyczyny niestabilności stawu kolanowego po uszkodzeniu więzadła krzyżowego przedniego i metody jej leczenia*. Horyzonty współczesnej fizjoterapii, 2016.
- [3] JOHANSSON H., SJÖLANDER P., SOJKA P. *A sensory role for the cruciate ligaments*. Clin. Orthop. Relat. Res., 1991,268:161-168.

6 GRUDZIEŃ 2019

Sesja III

12 ³⁰	M. Błażkiewicz Aktualne problemy analizy danych biomechanicznych. AWF Warszawa
13 ⁰⁰	R. Michnik, J. Jurkojć, K. Nowakowska-Lipiec, M. Gzik Aplikacyjne wykorzystanie metod symulacji obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego do wspomagania diagnostyki i monitorowania narządu ruchu w treningu sportowym oraz procesie fizjoterapeutycznym. Politechnika Śląska
13 ³⁰	R. Skowronek, J. Zawora, K. Kwiatkowski, K. Skalski Analiza obliczeń statystycznych i testów oceny czynnościowej u chorych w indywidualnym programie usprawniania po złamaniach krętarzowych leczonych operacyjnie. Wojskowy Instytut Medyczny Warszawa
13 ¹⁵	P. Tabor, I. Palczewska, E. Olszewska Błędy odwzorowania położenia wyrostków kolczystych kręgosłupa w modelu krzywej łamanej. AWF Warszawa
14 ⁰⁰	M. Sobera, R. Jasion, A. Homańczuk Posture control during muscle electrostimulation in young adults. AWF Wrocław
14 ¹⁵	W. Pawelec, M. Rychlik, A. Rzepnicka, L.B. Dworak Aktywność bioelektryczna wybranych mięśni u muzyków – podczas gry skrzypcowej realizowanej różnymi technikami artykulacyjnymi. AWF Poznań
14 ³⁰	A. Ferreira, M. Górski, J. Gajewski Wysokość wyskoku pionowego a prędkość lotki w smeczach w forhendzie u zawodników i zawodniczek kadry narodowej badmintona. AWF Warszawa

Aktualne problemy biomechaniki

M. BŁAŻKIEWICZ

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Rehabilitacji, Marymoncka 34, 00-968 Warszawa, e-mail autora: michalinablazkiewicz@gmail.com

Słowa kluczowe: wskaźniki, krzywe, stabilność, atraktor

1. Wstęp

Biomechanika jest interdyscyplinarną dziedziną wiedzy, która opisując i identyfikując struktury biologiczne korzysta z metod doświadczalnych (pomiar sił, przemieszczeń i odkształceń), teoretycznych (modelowanie matematyczne i symulacje komputerowe) oraz z metod - głównie doświadczalnych - typowych dla biologii i medycyny (tomografia komputerowa, elektromiografia). W obrębie biomechaniki pojawiają się nowe koncepcje dotyczące nie tylko procesu leczenia, lecz również opracowania nowatorskich konstrukcji a także tworzenia nowych, bardziej złożonych opisów procesów mechanicznych. Niestety, mimo ogromnego postępu technicznego i metodologicznego, naukowcy nadal borykają się z problemami, które są nie do końca rozwiązane lub są rozwiązane w sposób nie zadowalający. Do tego rodzaju problemów należą m.in: 1) porównanie dwóch krzywych ciągłych; 2) znalezienie atraktora w zadaniach ruchowych; 3) problem znalezienia wskaźnika oceny stabilności posturalnej w celu oceny funkcjonowania układu nerwowego.

2. Materiał i metody

2.1. Problem porównania dwóch krzywych ciągłych

Aktualnie w literaturze [1, 2] można spotkać pięć sposobów porównania krzywych ciągłych. Należą do nich: 1) Parametryzacja; 2) Porównanie pól powierzchni pod krzywymi; 3) Obliczanie współczynnika korelacji; 4) Obliczanie współczynnika RMS (ang. *Root Mean Square*) oraz 5) Metoda DTW (ang. *Dynamic Time Wrapping*).

- 1) Metoda parametryzacji polega na wyborze dla danej trajektorii ruchu ekstremów lokalnych. Następnie przy pomocy analizy statystycznej wyszukiwane są różnice istotnie statystycznie między danymi trajektoriami a dokładniej reprezentującymi je punktami ekstremalnymi w celu porównania ruchów w stawach w dwóch różnych grupach badanych [2].
- 2) Metoda porównania pól powierzchni pod krzywymi polega na policzeniu całki dla każdej krzywej reprezentującej ruch w danym stawie w badanej grupie. Następnie przy pomocy analizy statystycznej wyliczane są różnice istotnie statystycznie między wartościami pól powierzchni a tym samym podawane są różnice między badanymi grupami [2].
- 3) Metoda obliczania współczynnika korelacji – określa poziom zależności liniowej między zmiennymi. Wartość współczynnika korelacji mieści się w przedziale domkniętym $[-1, 1]$. Im większa jest jego wartość bezwzględna, tym silniejsza jest zależność liniowa między zmiennymi.
- 4) Obliczanie współczynnika RMS – tutaj konieczne jest odniesienie się do krzywej referencyjnej ϕ i liczenie odległości między krzywą referencyjną a innymi krzywymi (1). W momencie gdy RMS jest równy zero, to oznacza, że krzywe pokrywają się [2].

$$RMS = \sqrt{\frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\varphi - \varphi_i)^2}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\varphi)^2}} \quad (1)$$

- 5) Metoda DTW - jest algorytmem wykorzystywanym do mierzenia podobieństwa między dwoma sekwencjami sygnałów czasowych o różnej długości. Jest to jest efektywna metoda w mierzeniu podobieństwa sygnałów w dziedzinie czasu. Minimalizuje skutki przesunięć i zniekształceń sygnałów poprzez „elastyczną” transformację sygnału czasowego, co pozwala na znajdowanie podobnych kształtów o różnych fazach [1].

2.2. Problem istnienia i znalezienia atraktora

Terminem chaos deterministyczny określa się nieprzewidywalną, nieregularną i pozornie przypadkową ewolucję nieliniowych układów dynamicznych. Chaos wykrywalny jest w układach biologicznych, gdzie zachowania chaotyczne mogą sygnalizować stany patologiczne [3]. Natomiast część z zachowań chaotycznych może dążyć do stanu stacjonarnego nazywanego atraktorem [3]. Dlatego wydaje się, że wielu dyscyplinach sportowych opartych przede wszystkim na równowadze i precyzji powinien istnieć atraktor.

2.3. Problem wskaźnika oceny stabilności i funkcjonowania układu nerwowego

Przedstawione w literaturze [4] miary oceny złożoności systemu kontroli postawy, przy użyciu parametru CoP pozwalają podzielić je na dwie kategorie: liniowe i nieliniowe. Narzędzia liniowe obejmują: długość ścieżki CoP, długość CoP w kierunku przednio-tylnym lub środkowo-bocznym, obszar kołysania i średnią prędkość CoP. Natomiast narzędzia nieliniowe obejmują wykładnik Lapunowa i Hursta, wymiar fraktalny i współczynnik entropii. Jednak do tej pory nie znaleziono dobrego wskaźnika, który kompleksowo oceniałby stabilność postawy, a jednocześnie układ nerwowy.

4. Wyniki i Dyskusja

Podsumowując, znalezienie właściwej metody porównania krzywych, ustanowienie standardów pozwoliłoby na szybką i łatwą klasyfikację stawów dotkniętych dysfunkcją ruchową ze względu na stopień dysfunkcji, a zatem odpowiedni dobór metod rehabilitacji. Natomiast umiejętne wykorzystanie 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: Praca częściowo wykonana w ramach projektu DS-257.

Piśmiennictwo

- [1] EFART A., FAN Q., VENKATASUBRAMANIAN S. *Curve Matching, Time Warping, and Light Fields: New Algorithms for Computing Similarity between Curves*. Journal of Mathematical Imaging and Vision, 2007, 27:203-216.
- [2] BŁAŻKIEWICZ M., WIT A. *Comparison of sensitivity coefficients for joint angle trajectory between normal and pathological gait*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2012, 1:83-91.
- [3] STEWART I. *Czy Bóg gra w kości? Nowa matematyka chaosu*. PWN, Warszawa, 2001.
- [4] DONKER S., ROERDINK M., GREVEN AN., 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.

Aplikacyjne wykorzystanie metod symulacji obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego do wspomagania diagnostyki i monitorowania narządu ruchu w treningu sportowym oraz procesie fizjoterapeutycznym

R. MICHNIK¹, J. JURKOJC¹, K. NOWAKOWSKA-LIPIEC¹, M. GZIK¹

¹Katedra Biomechaniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, ul. Roosevelta 40, 41-800 Zabrze, e-mail autora: Robert.Michnik@polsl.pl

Słowa kluczowe: modelowanie i identyfikacja obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego

1. Wstęp

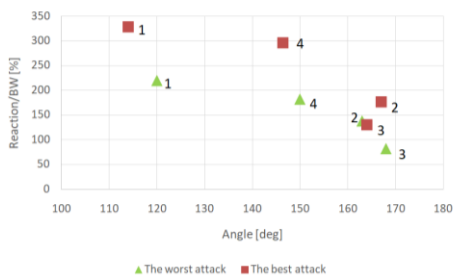
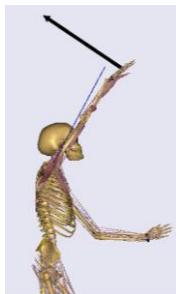
Modelowanie i symulacje obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego jest obecnie jednym z dynamicznie rozwijających się obszarów biomechaniki. Ich zaletą jest możliwość nieinwazyjnego określenia sił generowanych przez mięśnie oraz reakcji w połączeniach stawowych. Wraz z pojawieniem się ogólnie dostępnych systemów do modelowania narządu ruchu takich jak Open Sim, AnyBody, symulacje obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego stały się jedną z metod badań biomechanicznych. Na podstawie bazy danych publikacji producenta systemu Anybody można stwierdzić że główne obszary tej techniki badań związane są zastosowaniem w ortopedii (25% publikacji), sporcie (12,5% publikacji), rehabilitacji (11% publikacji) oraz ergonomii (9,6% publikacji). W pracy zaprezentowano wyniki badań prowadzonych w Katedrze Biomechaniki Politechniki Śląskiej w zakresie wykorzystania symulacji obciążeń narządu ruchu w aplikacyjnych zastosowaniach doskonalenia techniki ruchu sportowców oraz wspomagania procesu fizjoterapeutycznego.

2. Metodyka badań

Identyfikację obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego przeprowadzono wykorzystując oprogramowanie AnyBody w wersji 5.3.1. Do symulacji wykorzystano zmodyfikowany model całego ciała człowieka dostępny w repozytorium AMMR składający się z 69 brył sztywnych reprezentujących segmenty ciała człowieka (kości). Segmenty modelu połączone są parami kinematycznymi o liczbie stopni swobody uzależnionej od warunków anatomicznych stawów. Układ mięśniowy zamodelowano za pomocą ponad 1000 aktywnych elementów siłowych. Obliczenie wartości obciążeń w środowisku AnyBody bazuje na rozwiązaniu odwrotnego zadania dynamiki przy wykorzystaniu metod optymalizacji.

2.2. Analiza wpływu techniki wykonania ataku siatkarskiego na obciążenia w stawach kończyny górnej

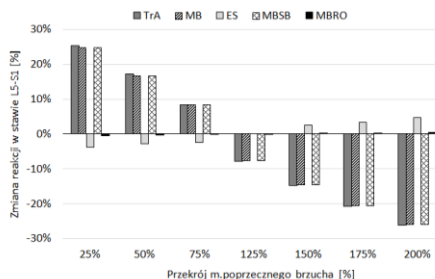
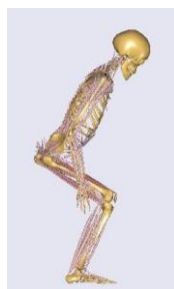
Identyfikację obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego w systemie AnyBody przeprowadzono wykorzystując wyniki pomiarów kinematyki ataku siatkarskiego 5 zawodniczek drużyny AZS Politechnika Śląska. Wyniki symulacji numerycznych pozwoliły na stwierdzenie, że na wartość reakcji w stawach kończyny górnej mają wpływ nie tylko prędkość ręki kończyny atakującej, ale również jej ułożenie w przestrzeni. Wskazano, że największy wpływ na wartość reakcji może mieć kąt odwiedzenia i rotacji w stawie barkowym. Kąty te również w największym stopniu wpływają na zależności reakcji w stawie barkowym i prędkości ataku od sumy kątów w stawie barkowym i łokciowym [1].



Ryc. 1 Model do symulacji obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego podczas ataku siatkarskiego. Zależność reakcji w stawie barkowym od kąta odwiedzenia w stawie barkowym [1].

2.3. Ocena wpływu ćwiczeń terapeutycznych wzmacniających poszczególne grupy mięśni na wielkość obciążeń w odcinku lędźwiowym kręgosłupa.

Oceny wpływu ćwiczeń terapeutycznych mających na celu aktywację i wzmacnianie poszczególnych grup mięśniowych przeprowadzono wykonując symulacje ruchu siadania na krzesło. Przeprowadzone badania modelowe wykazały, iż na wartości obciążeń przenoszonych przez kręgosłup ma wpływ nie tylko kinematyka wykonywanego ruchu, ale również właściwa aktywacja oraz wzmacnianie odpowiednich grup mięśniowych. Największy wpływ na minimalizację obciążeń w dolnym odcinku kręgosłupa ma wzmacnianie mięśni poprzecznych brzucha [2].



Ryc. 2 Model do symulacji obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego podczas siadania. Zmiana reakcji w stawie międzykręgowym L5-S1 w wyniku wzmacniania poszczególnych grup mięśniowych [2]

3. Podsumowanie

Przedstawione w pracy przykłady badań z wykorzystaniem modelowania i symulacji obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego wskazują na duże możliwości praktycznej aplikacji wyników badań. W odniesieniu do zastosowań sportowych prezentowane modele narządu ruchu człowieka pozwalają na doskonalenie techniki wykonania ataku siatkarskiego zapewniającej minimalizację ryzyka kontuzji. W odniesieniu do rehabilitacji możliwe jest prognozowanie efektów postępowania fizjoterapeutycznego co może podnieść jego efektywność.

Piśmiennictwo

- [1] JURKOJC J., MICHNIK R., CZAPLA K.: *Mathematical modelling as a tool to assessment of loads in volleyball player's shoulder joint during spike*, Journal of Sports Sciences, Vol. 35, 2017, p.1179-1186, DOI: 10.1080/02640414.2016.1214284
- [2] NOWAKOWSKA K., MICHNIK R., MYŚLIWIEC A., CHRZAN M.: *Impact of strengthening of the erector spinae muscle on the values of loads of the musculoskeletal system in the lumbar spine section*. W: Engineering mechanics 2017. 23rd International conference, Brno University of Technology, 2017, s. 718-721

Analiza obliczeń statystycznych i testów oceny czynnościowej u chorych w indywidualnym programie usprawniania po złamaniach krętarzowych leczonych operacyjnie

R. SKOWRONEK¹ J. ZAWORA² K. KWIATKOWSKI¹ K. SKALSKI³

¹Wojskowy Instytut Medyczny, 04-141 Warszawa, ul. Szaserów 128, skowiuczelnia@wp.pl

²Politechnika Warszawska, 00-661 Warszawa, plac Politechniki 1, jzawora@meil.pw.edu.pl

³Instytut Mechaniki Precyzyjnej, 01-796 Warszawa, Duchnicka 3, konstanty.skalski@gmail.com

Słowa kluczowe: staw biodrowy, rehabilitacja, analiza wariancji, korelacja zmiennych, miary zmienności.

1. Wstęp

Złamania bliższego końca kości udowej stanowią 7% wszystkich złamań u dorosłych i 24% złamań osób w wieku podeszłym. [1,2] Dotyczą głównie osób kobiet po 60 roku życia, a wskaźnik śmiertelności w ocenie rocznej wynosi 20-50% [3,4,5].

Zabiegi fizjoterapeutyczne po operacyjnym leczeniu złamań krętarzowych kości udowych są bardzo ważnym elementem postępowania pooperacyjnego, ponieważ mają istotny wpływ na końcowy wynik leczenia. Na podstawie objawów klinicznych u chorych po wygojonym złamaniu krętarzowym podjęto próbę wybrania parametrów oceniających wynik leczenia. Zaproponowana rozszerzona analiza statystyczna do weryfikacji stosowanych różnych zmiennych, skal i testów oceny pooperacyjnej, może być źródłem do opracowania nowych zasad postępowania fizjoterapeutycznego. Analizie statystycznej poddano grupę chorych biorącą udział w specjalistycznym programie postępowania pooperacyjnego zwaną Grupą Indywidualną.

Celem pracy jest określenie zależności pomiędzy skalami oceny funkcjonalnej u chorych po złamaniach krętarzowych leczonych operacyjnie z wykorzystaniem rozszerzonej analizy statystycznej w tym też równań regresji.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

Grupa składająca się z chorych operowanych w Klinice Traumatologii i Ortopedii WIM realizująca samodzielnie indywidualny program rehabilitacji bez kontroli zespołu fizjoterapeutów według instrukcji otrzymanych po operacyjnym leczeniu. W tej grupie nie było podziału ze względu na stopień stanu psychicznego. Grupa umownie nazywana Indywidualna. Z grupy pierwotnie liczącej 88 osób pełnej analizie poddano 26 osób. Grupę Indywidualną utworzono jako testową będącą odniesieniem dla Grup Norma (II) i Demencja (III), do których kwalifikowano chorych na podstawie oceny sprawności intelektualnej wykorzystując zmodyfikowany test MMSE. [6,7,8]

2.2. Metoda

Do szczegółowej analizy statystycznej wybrano następujące parametry (miary statystyczne). Są nimi: współczynnik zmienności v , współczynnik korelacji liniowej $r(Y, X)$, współczynnik determinacji $r^2(Y, X)$, współczynnik zmienności odchylenia przeciętnego v_{op} , współczynnik asymetrii As , współczynnik koncentracji K – kurtoza. Dodatkowo zastosowano analizę regresji.

3. Wyniki

Dla tej Grupy Indywidualnej przedstawiono macierz wyników badań, obliczenia podstawowych miar statystycznych. Przedstawiono równania regresji reprezentujące zależności pomiędzy rozważanymi zmiennymi w tym w szczególności w odniesieniu do stosowanych skal i testów badań pooperacyjnych. Analizowane zmienne przedstawiono w (tab. 1).

Tab.1 Analizowane zmienne i skale

LP	Symbol	Opis
1	W	Wiek chorego
2	M/K	Płeć chorego, mężczyzna/kobieta
3	P	Skala Parkera (Parker Mobility Score)
4	M	"Mobility". Skala zależności od pomocy przy chodzeniu i poziomowi mobilności
5	V (VAS)	Skala oceny bólu (Visual Analogue Scale)
6	T	Test Trendelenburga
7	HHS	Skala HHS (Haris Hip Score)

4. Dyskusja

Zwrócono uwagę na wysoką korelację pomiędzy testami Parker i Mobility. Stwierdzono, że zastosowany model oceny statystycznej może być szczególnie przydatny przy porównaniu końcowych wyników leczenia z innymi grupami tj. Norma i Demencją, do których kwalifikowano chorych na podstawie testu sprawności intelektualnej Mini - Mental State Examination (MMSE).

Piśmiennictwo

- [1] ZU-SHENG H, XIAN-LING L, YING-ZE Z. *Comparison of Proximal Femoral Geometry and Risk Factors between Femoral Neck Fractures and Femoral Intertrochanteric Fractures in an Elderly Chinese Population*. Chin. Med. J. (Engl). 2018 ; 131(21): 2524–2530.
- [2] CARULLI CH, PIACENTINI F , PAOLI T , CIVININI R , INNOCENTI M. *A comparison of two fixation methods for femoral trochanteric fractures: a new generation intramedullary system vs sliding hip screw*. Clin. Cases Miner. Bone. Metab. 2017 Jan-Apr; 14(1).
- [3] BORGES FK, BHANDARI M, PATEL A, AVRAM V. *Rationale and design of the HIP fracture Accelerated surgical Treatment And Care track (HIP ATTACK) Trial: a protocol for an international randomized controlled trial evaluating early surgery for hip fracture patients*. BMJ Journals 2019 1;9(4).
- [4] LEE YK, LEE YJ, HA YC , KOO KH. *Five year relative survival of patients with osteoporotic hip fracture*. J. Clin. Endocrinol. Metab.2014;99:97-100.
- [5] RIZK P, MORRIS W, OLADEJI P, HUO M. *Review of postoperative delirium in geriatric patients undergoing surgery*. Geriatr. Orthop. Surg. Rehabil. 2016;7(2):100-105.
- [6] FRIEDMAN S M , MENZIES I B , BUKATA S V , MENDELSON D A, KATES S L. *Dementia and Hip Fractures Development of a Pathogenic Framework for Understanding and Studying Risk*. Geriatr. Orthop. Surg. Rehabil. 2010 Nov;1(2):52-62.
- [7] SHIBASAKI K, ASAH T , MIZOBUCHI K , AKISHITA M. OGAWA S. *Rehabilitation strategy for hip fracture, focused on behavioral psychological symptoms of dementia for older people with cognitive impairment*. A nationwide Japan rehabilitation database. PLoS One. 2018 Jul 5;13(7).
- [8] SKOWRONEK R, ZAWORA J, KWIATKOWSKI K, SKALSKI K. *Analysis of statistical calculations the factors deciding about physiotherapy progress in trochanteric fractures*. Surface Engineering. IMP 4/2017.

Błędy odwzorowania położenia wyrostków kolczystych kręgosłupa w modelu krzywej łamanej

P. TABOR¹, I. PALCZEWSKA², E. OLSZEWSKA¹

¹Zatędra Nauk Biomeycznych, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Marymoncka 34, mail - piotr.tabor@awf.edu.pl

²Instytut Wzornictwa Przemysłowego, Warszawa

Słowa kluczowe: słowo kluczowe, (max 5 słów kluczowych)

1. Wstęp

W metodyce oceny wielkości krzywizn fizjologicznych kręgosłupa dominuje opis opierający się na modelu krzywej łamanej [1,2,3]. Łamana powstaje z połączenia punktów odpowiadających położeniu wyrostków siódmego kręgu szyjnego (C₇), szczytu kifozy piersiowej (KP), przejścia piersiowo-łędźwiowego (PL), szczytu lordozy łędźwiowej (LL) oraz piątego kręgu łędźwiowego (L₅). Kręgosłup opisany jest poprzez kąty nachylenia poszczególnych jego odcinków względem pionu. Krzywizny stanowią nieregularne łuki, których przebieg zdecydowanie odbiega od odcinków łączących w/w punkty. Stąd celem niniejszej pracy jest określenie wielkości błędów odwzorowania położenia wyrostków kolczystych modelu kręgosłupa człowieka względem odcinków składających się na model krzywej łamanej.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

Materiał badany stanowił sztuczny, elastyczny szkielet kręgosłupa człowieka pozwalający na kształtowanie różnych wielkości krzywizn fizjologicznych. Zarejestrowano 26 różnych ustawień kręgosłupa.

2.2. Metody

Do oceny położenia wyrostków kolczystych kręgosłupa wykorzystano 6-cio kamerowy system Vicon. Na wyrostkach kolczystych szkieletu od C₇ do L₅ a także na kolcach biodrowych tylnych górnych (KBTG) naklejono markery średnicy 8mm. Po każdej zmianie ustawienia krzywizn określano położenie charakterystycznych punktów (KP, PL, LL) niezbędnych do wyznaczenia krzywej łamanej. Następnie dokonywano rejestracji ustawienia kręgosłupa. Podczas analizy danych w pierwszej kolejności dokonano obrotu układu współrzędnych, tak aby jedna z jego osi przechodziła przez KBTG a płaszczyzna prostopadła do niej odpowiadała płaszczyźnie strzałkowej kręgosłupa. W dalszej kolejności wyznaczono krzywą łamaną oraz kąty nachylenia poszczególnych odcinków kręgosłupa względem pionu oraz kąt kifozy piersiowej i lordozy łędźwiowej: α , β_1 , β_2 , γ , $\angle KP$, $\angle LL$. Obliczono także długości oraz głębokości krzywizn. Błędy odwzorowania położenia wyrostków kolczystych obliczono jako odległość poszczególnych wyrostków kolczystych od prostej opisującej odpowiadający danemu punktowi odcinek kręgosłupa.

$$d = \frac{|Ax_0 + By_0 + C|}{\sqrt{A^2 + B^2}} \quad (1)$$

gdzie $P = (x_0; y_0)$ jest punktem położenia wyrostka kolczystego, a $Ax + By + C = 0$ równaniem prostej opisującej odpowiadający odcinek kręgosłupa.

Wartości błędów odwzorowania uśredniono dla punktów odpowiadających odcinkom |C₇-KP|, |KP-PL|, |PL-LL| oraz |LL-L₅|. W analizie statystycznej poziom błędów skorelowano za pomocą współczynnika Pearsona z wartościami kątów opisującymi ustawienie kręgosłupa. Za pomocą testu t Studenta dla grup niezależnych porównano błędy między poszczególnymi odcinkami kręgosłupa oraz względem hipotetycznego zbioru błędów o wartości zerowej.

3. Wyniki

Największe wartości błędów odnotowano w górnym odcinku piersiowym pomiędzy siódmym kręgiem szyjnym a szczytem kifozy piersiowej (Tab.1). Średnio równe one były ok 11 mm a maksymalnie sięgały wartości ponad 19 mm. W przypadku pozostałych odcinków łamanej błędy nie przekraczały maksymalnej wartości 6 mm.

Tab. 1 Wartości średnie oraz odchylenia standardowe błędów odwzorowania położenia wyrostków kolczystych kręgosłupa względem krzywej łamanej oraz poziom istotności różnic względem grupy błędów o wartości zerowej

C ₇ -KP	KP-PL	PL-LL	LL-L ₅
11,4±4,22***	2,8±1,29***	2,5±1,41***	2,1±0,83***
min=7,1	min=0,3	min=0,5	min=0,5
max=19,2	max=5,4	max=5,6	max=3,5

*** - p≤0,001

Analiza związków wielkości błędów odwzorowania położenia wyrostków kolczystych z poszczególnymi parametrami opisującymi ustawienie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej wykazała następujące istotne relacje: 1) dodatnią korelację błędów odcinka C₇-KP z długością kifozy ($r=0,6969$ $p=0,001$), z kątem kifozy ($r=0,5778$ $p=0,012$), głębokością kifozy ($r=0,4875$ $p=0,04$) oraz ujemną z długością ($r=-0,5852$ $p=0,011$) i głębokością lordozy ($r=-0,4789$ $p=0,044$); 2) dodatnią korelację odcinka KP-PL z kątem kifozy ($r=0,497$ $p=0,036$); 3) dodatnią korelację odcinka PL-LL z kątem opisującym nachylenie górnego odcinka lędźwiowego β_2 ($r=0,553$, $p=0,017$); 4) dodatnią korelację odcinka LL-L₅ z kątem opisującym nachylenie dolnego odcinka lędźwiowego α ($r=0,566$, $p=0,014$).

4. Dyskusja

Największe błędy odwzorowania położenia wyrostków kolczystych kręgosłupa w modelu krzywej łamanej stwierdzono w odcinku piersiowym. Odcinek ten (C₇-KP) ściśle wiąże się z ustawieniem odcinka szyjnego kręgosłupa i związku z tym wartość kąta γ może sugerować błędne ustawienie odcinka szyjnego oraz głowy. Rzeczywiste położenie wyrostków kolczystych wskazuje zatem na prawdziwe ustawienie kręgosłupa szyjnych, które cechuje się większym nachyleniem względem pionu. Dlatego powinno się opracować model położenia wyrostków kolczystych kręgosłupa dokładniej odwzorowujący ich położenie.

Piśmiennictwo

- [1] LIPPOLD C., DANESH G., SCHILGEN M., DRERUP B., HACKENBERG L. *Sagittal jaw position in relations to body posture in adult human – a rasterstereographic study*. BMC Musculoskeletal Disorders, 2006;7:8, 1-5
- [2] GRABARA M. *Comparison of posture among adolescent male volleyball players and non-athletes* Biology of Sport, 2015,32:79-85.
- [3] OLSZEWSKA E., TABOR P., CZARNECKA R. *Magnitude of physiological curvatures of the spine and the incidence of contractures of selected muscle groups in students*. Biomedical Human Kinetics, 2018,10:31-37.

Posture control during muscle electrostimulation in young adults

M. SOBERA¹, R. JASION², A. HOMAŃCZUK³

¹Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, e-mail: malgorzata.sobera@awf.wroc.pl

²Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, e-mail: jasioek@gmail.com

³Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, e-mail: homanczukpl@gmail.com

Słowa kluczowe: elektrostymulacja mięśni, postawa strzelecka, COP, asymetria

1. Wstęp

W różnych badaniach dowiedziono wzrost aktywacji mięśni po ingerencji elektrostymulacji mięśni (EMS) [1]. Po zastosowaniu ustalonego protokołu treningu EMS wykazano wpływ na mięśnie szkieletowe, które zwiększyły wytrzymałość i siłę w trakcie skurczu izometrycznego [2]. Stwierdzono obniżenie stresu oksydacyjnego w komórkach satelitarnych kończyn dolnych po zastosowaniu EMS u seniorów, u których także zanotowano wzrost siły mięśni oraz poprawę elastyczności oraz podwyższenie progu pobudzenia skurczu mięśni [3]. Zwiększenie siły i wytrzymałości w skurczu izometrycznym, może stanowić o celowości elektrostymulacji mięśni posturalnych w treningu strzeleckim. Tonus mięśni grzbietu, brzucha, kończyn górnych i dolnych powierzchniowych i głębokich tworzą swego rodzaju fundament dla precyzyjnego i powtarzalnego strzelania.

Celem pracy jest określenie wpływu elektrostymulacji mięśni na kontrolę równowagi ciała w staniu naturalnym i w postawie strzeleckiej z karabinem.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

Badaniami objęto 10 osobową młodych dorosłych osób w wieku 25-35 lat (5 kobiet, 5 mężczyzn) grupę potencjalnych kandydatów do struktur obronnych Wojska Polskiego (Wojska Obrony Terytorialnej, Narodowe Siły Rezerwowe i Jednostki Specjalne).

2.2. Metoda

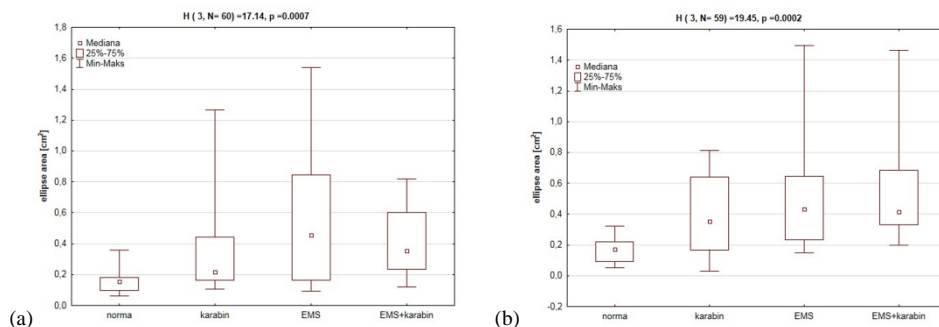
Badany kandydat stał swobodnie, spokojnie, ze wzrokiem skierowanym w środek tarczy strzeleckiej (o wymiarach 520 mm x 550 mm) w sportowym obuwiu na dwóch platformach sił typu AccuSway (firmy AMTI), pod każdą stopą znajdowała się jedna platforma. Na podstawie zarejestrowanego przebiegu punktu COP (ang. - center of pressure) obliczono wskaźniki równowagi: pole elipsy i prędkość (V) przemieszczania się COP w funkcji czasu [4]. Do zebrania danych antropometrycznych każdej osoby badanej posłużył profesjonalny analizator składu ciała (InBody).

Osoba badana, ubrana była w kamizelkę z elektrodami do stymulacji mięśni. Elektrody były rozmieszczone na mięśniach: m. czworobocznym grzbietu, m. najszerszy grzbietu, m. prostownika grzbietu, m. piersiowym większym, m. prostym brzucha, m. pośladkowym większym, m. kulszowo-goleniowych na wysokości ½ odległości od guza kulszowego do dołu podkolanowego, m. czworogłowych uda, na części przyśrodkowej. Sterownik urządzenia został ustawiony na podawanie 35% częstotliwości pobudzenia na wszystkie wyżej wymienione mięśnie.

Badani wykonywali cztery 20-sekundowe próby stania, które powtarzano trzykrotnie – jedna po drugiej z przerwami, wg kolejności zadań: 1 - stanie w pozycji strzeleckiej bez karabinu, w 2 - jak w 1. z EMS, 3 – stanie jak w 1. z nienaładowanym karabinem APACHI 1100X, 4 - z karabinem i EMS.

3. Wyniki

Elektrostymulacja mięśni spowodowała zwiększenie się wartości wskaźników kontroli równowagi we wszystkich opisywanych próbach stania, co świadczy o zwiększaniu się kołysania postawy ciała, w odniesieniu do prób bez elektrostymulacji zarówno w grupie kobiet (ryc. 1), jak i mężczyzn. EMS powoduje istotne zaburzenia kontroli postawy ciała zwiększając wielkość pola elipsy i prędkość przemieszczeń COP.



Ryc. 1. Wartości pola elipsy przemieszczeń COP lewej kończyny dolnej (a) i prawej (b) w grupie kobiet w próbach: staniu normalnym (norma), staniu z karabinem (karabin), staniu normalnym z elektrostymulacją mięśni (EMS), staniu z elektrostymulacją mięśni i z karabinem (EMS+karabin).

Asymetria w działaniu lewej i prawej kończyny dolnej u kobiet pojawiła się w próbie ze stymulacją EMS i karabinem (pole elipsy COP $p=0,04$ i VCOP $p=0,03$). Mężczyźni wykazali asymetrię działania lewej i prawej kończyny dolnej w próbie z samym karabinem bez elektrostymulacji (odpowiednio $p=0,01$ i $p=0,04$) oraz w próbie z karabinem i EMS (VCOP $p=0,03$). Wyniki tej pracy dowodzą, że elektrostymulacja negatywnie wpływa na kontrolę równowagi, co może przełożyć się na pogorszenie skupienia, celności i powtarzalności w trakcie treningu strzeleckiego. Proces adaptacji układu nerwowego na elektrostymulację zewnętrzną w odniesieniu do kontroli równowagi wymaga dalszych badań na przestrzeni dłuższego okresu czasu stosowania treningu EMS.

4. Wnioski

Efektom elektrostymulacji mięśni podczas zasymulowanego oddania strzału z broni długiej w postawie stojącej jest pogorszenie kontroli równowagi w tej pozycji strzeleckiej. Nie można jednoznacznie stwierdzić, że elektrostymulacja jest przyczyną pojawiania się asymetrii funkcjonowania kończyn dolnych podczas symulowania strzału z broni długiej w pozycji stojącej.

Źródła finansowania: Badania finansowane ze środków na podtrzymanie potencjału badawczego AWF we Wrocławiu

Piśmiennictwo

- [1] GONDIN J., GUETTE M. *Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture*. Medicine and science in sports and exercise, 2005: 37(8),1291.
- [2] KEMMLER W., VON STENGEL S. *Whole-body electromyostimulation as a means to impact muscle mass and abdominal body fat in lean, sedentary, older female adults: subanalysis of the TEST-III trial*. Clin Interv Aging, 2013: 8, 1353-1364.
- [3] DI FILIPPO E.S., MANCINELLI R. *Neuromuscular electrical stimulation improves skeletal muscle regeneration through satellite cell fusion with myofibers in healthy elderly subjects*. Journal of Applied Physiology, 2017: 123(3), 501-512.
- [4] SOBERA M. *Charakterystyka procesu utrzymywania równowagi u dzieci w wieku 2-7 lat*. Studia i Monografie AWF Wrocław 2010, nr 97.

Aktywność bioelektryczna wybranych mięśni u muzyków - podczas gry skrzypcowej realizowanej różnymi technikami artykulacyjnymi

W. PAWELEC¹, M. RYCHLIK², A. RZEPNICKA, L.B. DWORAK³

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

²Politechnika Poznańska, Katedra Inżynierii Wirtualnej, ul. Jana Pawła II 24, 61-138 Poznań

³Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa w Kaliszu, Wydział Medyczny, Nowy Świat 4, 62-800 Kalisz

Słowa kluczowe: kończyna górna, przeciążenia zawodowe, skrzypek, elektromiografia powierzchniowa (sEMG)

1. Wstęp

Zawodowa praca instrumentalisty może powodować utrwalone, negatywnie odczuwane skutki w układzie ruchu. Dowodzą tego badania epidemiologiczne prowadzone w środowisku muzyków wielu krajów np. przez B. Ackermann w Australii [1], czy H. Gembrisa w Niemczech [2]. Wśród obserwowanych kłopotów zdrowotnych wymienia się tutaj wady postawy oraz dolegliwości zlokalizowane w mięśniach, ścięgnach i stawach, nazywane „work-related musculoskeletal disorders” (WRMDs) [3].

Czynnikami wpływającymi na zaistnienie przeciążeń w układzie ruchu mogą być:

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

W przedstawionym projekcie zmierzono sygnały elektromiograficzne wybranych mięśni kończyny „smyczkującej” (*bowling arm*), obserwowano zmienność tych sygnałów podczas wykonywania utworu muzycznego oraz poddano analizie ich wartości średnie oraz maksymalne. Porównano wyniki pomiarów uzyskane w dwóch różnych grupach skrzypków – studentów i muzyków z długim stażem zawodowym.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

W badaniach uczestniczyły dwie grupy skrzypków: 16 studentów akademii muzycznej oraz 15 muzyków z przynajmniej 5-letnim stażem zawodowym, zatrudnionych w dużych zespołach symfonicznych. Średnia wieku w grupie studiującej wynosiła 20,9 lat, a w grupie instrumentalistów orkiestrowych - 42,9 lat. Przyjęto, że badani studenci grają na instrumencie średnio od 15 lat, natomiast wśród „zawodowców” okres ten wyniósł średnio 37 lat (w tym średni staż zawodowy 19 lat).

2.2. Metody

Badaniom poddano prawą kończynę górną, kierując się faktem, że wielu skrzypków wskazuje prawy bark, ramię i łokieć jako miejsce najczęściej pojawiających się dolegliwości.

Do oceny aktywności bioelektrycznej kilku mięśni odpowiedzialnych za ruch w stawie ramiennym i łokciowym, a także za unoszenie oraz stabilizację barku zastosowano pomiary elektromiografii powierzchniowej. Wybrano następujące mięśnie, które mają decydującą rolę podczas pracy prawej kończyny górnej prowadzącej smyczek: naramienny- część środkowa, dwugłowy ramienia, trójgłowy ramienia - głowa boczna.

Pomiarami objęto również części zstępujące mięśnia czworobocznego po prawej i lewej stronie. Zastosowano aparaturę TeleMyo 2400T G2 firmy Noraxon, z oprogramowaniem MyoResearch XP Master Edition. Wykorzystano jednorazowe, samoprzylepne elektrody powierzchniowe o średnicy 3 cm, z sensorem Ag/AgCl. Lokalizację elektrod nad brzuszem wybranych mięśni realizowano zgodnie z wytycznymi SENIAM [5], elektrodę referencyjną umieszczano w okolicy C 7.

Urządzenie pomiarowe nie utrudniało prawidłowych, swobodnych ruchów kończyny „smyczkującej” podczas wykonania utworów muzycznych. Wszyscy skrzypkowie grali podczas badań ten sam utwór (Etiudę nr 2 R.Kreutzera), stosując kolejno pięć wskazanych sposobów artykulacji: „Dolne Détaché”, „Górne Détaché”, „Spiccato”, „Sautillé”, „Legato po 4”. Ujednolicone tempo gry, określone przez kompozytora „allegro moderato” było narzucone pracą metronomu 120 BPM (120 uderzeń na minutę). Zastosowano pomiar czynnościowy z amplitudą znormalizowaną względem wartości MVC, tj. maksymalnego dowolnego skurczu, wyniki wyrażono w %MVC. Wyznaczano wartości średnie i maksymalne (Mean cont. i Peak cont.) uzyskane podczas wykonywania 100-sekundowego utworu.

3. Wyniki i dyskusja

W przedstawionej pracy uzyskano sygnały elektromiograficzne z wybranych mięśni u 31 ćwiczących skrzypków. Prawie w każdej technice gry - średnie i maksymalne wartości EMG okazały się wyższe u zawodowych muzyków niż u studentów, choć nie zawsze potwierdzono statystyczną istotność tych różnic. Jedynie dla mięśnia czworobocznego (lewa str., cz. zstępująca) uzyskano znamiennej różnicę – wartości Peak cont. we wszystkich artykulacjach są tutaj wyższe u profesjonalnych muzyków niż u studentów. Można sądzić, że powodem większych napięć mięśniowych podczas poruszania smyczkiem u zawodowych skrzypków jest niedawne doświadczenie zaburzeń mięśniowo-szkieletowych. Przypuszczenie to jest zbieżne z wcześniejszymi badaniami Steinmetza [6] i Philipsona [7], którzy potwierdzili empirycznie większą aktywność badanych mięśni u skrzypków odczuwających ból w porównaniu z muzykami zdrowymi. Dla ogółu badanych (n=31) aktywność bioelektryczna mięśnia czworobocznego wyrażona maksymalnym napięciem (Peak contr.) nie była symetryczna i okazała się wyższa po prawej stronie niż po lewej w trzech technikach artykulacyjnych - istotne statystycznie różnice stwierdzono w technice Spic i Saut ($p=0,0119$) oraz Leg4 ($p=0,0003$).

Stosując przytaczane w literaturze ergonomicznej kryteria kwalifikacji czynności zawodowych jako uciążliwych („ciężkich”) [8], dokonano oceny pracy prawej kończyny górnej u skrzypków. Wysokie wartości średnich napięć (Mean cont.) mm. czworobocznego i naramiennego oraz quasistatyczny charakter ich czynności mogą powodować duże zmęczenie oraz dolegliwości. Stopień aktywności elektromiograficznej tych mięśni w czasie gry instrumentalnej trwającej więcej niż kilkanaście minut, pozwala określić tę czynność jako pracę uciążliwą.

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. *Älter 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.
- [5] KONRAD P. *ABC EMG – Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyjologicznej*. Technomex Spółka z o. o., Gliwice, 2007.

- [6] STEINMETZ A., CLAUS A., SEIDEL W., HODGES P., JULL G. *Sensorimotor alterations in violinists/ violists with neck pain*. Proceedings of International Symposium on Performance Science, AEC, Toronto, 2011, 233-236.
- [7] PHILIPSON L., SORBYE R., LARSSON P., KALADJEV S. *Muscular load levels in performing musicians as monitored by quantitative electromyography*. Medical Problems of Performing Artists, 1990, 5(2), 79-82.
- [8] ROMAN-LIU D. *Wybrane zagadnienia biomechaniki pracy*. Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Wydawniczy, Warszawa. 2015.

Wysokość wyskoku pionowego a prędkość lotki w smecz z forhendu u zawodników i zawodniczek kadry narodowej badmintonu

A. FERREIRA¹, M. GÓRSKI², J. GAJEWSKI³

¹Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Wychowania Fizycznego, anna.glebocka@interia.pl

²Instytut Sportu – Państwowy Instytut Badawczy, Zakład Kinezylogii, michal.gorski@insp.waw.pl

³Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Wychowania Fizycznego, jan.gajewski@awf.edu.pl

Słowa kluczowe: badminton, pleć, smecz, wyskok,

1. Wstęp

Smecz jest najczęściej stosowanym atakującym uderzeniem w badmintonie, a sposób jego wykonania jest częstym tematem badań naukowych [1, 2, 3]. Celem tej pracy było zbadanie związku między prędkością lotki podczas smeczu z forhendu wykonanego z wyskoku i z miejsca a siłą mięśni kończyn górnych i wysokością wyskoku pionowego oraz zweryfikowanie różnic tych parametrów wynikających z płci zawodników.

2. Materiał i metody

2.1. Materiał

W badaniach wzięło udział czternastu sportowców: 7 kobiet (śr. 22,7 lat; 59,8 kg; 163,9 cm; 13,4 lat stażu treningowego) oraz 7 mężczyzn (śr. 24,7 lat; 77,3 kg; 184,8 cm; 15 lat stażu treningowego). Wszyscy badani byli praworęczni oraz byli członkami Kadry Narodowej Polskiego Związku Badmintonu. Badania uzyskały akceptację Senackiej Komisji Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego w Warszawie. Wszyscy zawodnicy podpisali dobrowolną zgodę na udział w badaniach.

2.1. Metody

Pomiary wysokości wyskoku pionowego (H) i mocy kończyn dolnych (P) podczas wyskoku pionowego (ACMJ, CMJ, SPJ) przeprowadzono z wykorzystaniem platform Kistler (typ 9281A, Szwajcaria). Pomiary maksymalnej prędkości lotki (V_{max}) po wykonaniu smeczu z wyskokiem (wys) i bez wyskoku (n.wys) oraz położenia (wysokości) lotki w momencie uderzenia (odpowiednio: ${}_{sh}H_{wys}$ i ${}_{sh}H_{n.wys}$), wykonano z wykorzystaniem systemu do trójwymiarowej analizy ruchu Vicon (10 kamer MX T40S, 200 Hz).

3. Wyniki

W przypadku wszystkich mierzonych parametrów (wysokość oraz moc kończyn dolnych podczas wyskoków, prędkość lotki, wysokość lotki w momencie uderzenia) wyniki uzyskane przez mężczyzn były istotnie wyższe niż wyniki kobiet. Nie wykazano istotnych różnic między maksymalnymi prędkościami lotki po smecz z wyskoku i z miejsca w poszczególnych grupach. Wykazano natomiast istotny związek między V_{max,wys} a H_{CMJ} i H_{SPJ} u mężczyzn; ${}_{sh}H_{wys}$ i H_{SPJ} u kobiet oraz ujemną zależność pomiędzy ${}_{sh}H_{wys}$ a V_{max,wys} u kobiet i mężczyzn. Wykazano również silną interakcję między maksymalną prędkością lotki z wyskoku a wysokością ciała (p<0.05) i płcią (p<0.001). Nie wykazano istotnego statystycznie związku między mocą kończyn dolnych podczas wyskoków pionowych a V_{max,wys} czy ${}_{sh}H_{wys}$.

Tab. 1 Wartości (średnia \pm odchylenie standardowe) wysokości wyskoku i mocy kończyn dolnych podczas wyskoków pionowych, prędkości lotki i położenia lotki w momencie uderzenia podczas smecz z forhendu z i bez wyskoku u kobiet i mężczyzn

	H _{ACMJ} [cm]	H _{CMJ} [cm]	H _{SPJ} [cm]	P _{ACMJ} [W/kg]	P _{CMJ} [W/kg]	P _{SCMJ} [W/kg]	V _{max} wys [m/s]	V _{max} n.wys [m/s]	shH _{wys} [cm]	shH _{n.wys} [cm]
Kobiety	30,8 $\pm 3,5$	36,5 $\pm 3,8$	42,5 $\pm 1,5$	21,43 $\pm 3,95$	27,74 $\pm 2,52$	36,77 $\pm 4,62$	67,6 $\pm 4,2$	69,7 $\pm 6,5$	244 ± 13	231 ± 10
Mężczyźni	45,5 $\pm 2,0^*$	50,2 $\pm 3,3^*$	62,6 $\pm 3,0^*$	32,12 $\pm 3,88^*$	41,41 $\pm 4,13^*$	61,69 $\pm 9,44^*$	83,3 $\pm 4,8^*$	84,2 $\pm 6,1^*$	288 $\pm 11^*$	259 $\pm 11^*$

* - istotnie statystycznie różne vs. kobiety (p<0,05)

4. Dyskusja

Brak odnotowania różnic istotnych statystycznie pomiędzy prędkością lotki smeczowanej z wyskoku i bez wyskoku w naszych badaniach potwierdzają również prace Tsai [1] i Abdurrahmana [3]. Średnia maksymalna prędkość lotki uzyskana przez polskie zawodniczki była wyższa w porównaniu do wyników zawodniczek z Tajwanu [4] (69,7 m/s vs 59,6 m/s). V_{max}n.wys polskich mężczyzn (84,2 m/s) było zdecydowanie wyższe niż średnie wartości prędkości smeczu osiągnęte przez zawodników przebadanych przez Hussiana [2] (67 m/s), przez Tsai [1] (75 m/s) oraz porównywalne do wyników otrzymanych przez Abdurrahmana [3] (68,3-93,7 m/s). Wyższe wyniki uzyskane w naszych badaniach mogą być efektem ciągłego rozwoju dyscypliny i technologii stosowanej podczas procesu treningowego. Otrzymane w naszej pracy zależności wśród mężczyzn pomiędzy V_{max}wys a H_{CMJ}; V_{max}wys a H_{SPJ}; u kobiet pomiędzy shH_{wys} a H_{SPJ}; oraz ujemna zależność pomiędzy shH_{wys} a V_{max}wys podkreślają duże znaczenie skoczności w badmintonie. Ujemna korelacja potwierdza doniesienia innych autorów [5, 6], mówiące o wykonywaniu uderzenia podczas smeczowania dopiero w fazie opadania. Wyskok nie jest zatem wykonywany w celu uderzenia lotki w jak najwyższym punkcie, lecz w celu właściwego przygotowania uderzenia podczas fazy lotu wraz z wykonaniem obszernego zamachu. Można przypuszczać, iż prawdziwym celem wyskoku poprzedzającego smecz nie jest odbicie lotki na najwyższej możliwej wysokości lub zwiększenie prędkości lotki (gdyż prędkości smeczu z i bez wyskoku okazały się być porównywalne), lecz w celu przygotowania uderzenia skutkującego zwiększeniem kąta lotu lotki po wykonaniu uderzenia.

Źródła finansowania: DM-61 realizowany na Akademii Wychowania Fizycznego w Warszawie oraz Instytut Sportu - PIB: Projekt naukowy DSN realizowany na podstawie umowy nr: 18/07/104.06/2019/WIN

Piśmiennictwo

- [1] TSAI C.L., YANG C.C., LIN M.S, HUANG K.S. *The surface EMG activity analysis between badminton smash and jump smash*. ISBS-Conference Proceedings Archive, 2005, (Vol. 1, No. 1).
- [2] HUSSAIN I., BARI M.A. *Kinematical Analysis of Forehand and Backhand Smash in Badminton*. Innovative Systems Design and Engineering, 2011, (Vol. 2, No 7).
- [3] ABDURRAHMAN M.R., MILLER R., McERLAIN-NAYLOR S.A., HILEY M.J., KING M.A. *Consistency in the badminton jump smash*. 2016.
- [4] Tsai C.L., Hsueh Y.C., Pan K.M., Chang S.S. *Biomechanical analysis of different badminton forehand overhead strokes of Taiwan elite female players*. ISBS-Conference Proceedings Archive, 2008, (Vol. 1, No. 1).
- [5] WADDELL D.B., GOWITZKE B.A. *Biomechanical principles applied to badminton power strokes*. ISBS-Conference Proceedings Archive, 2000, (Vol. 1, No. 1).
- [6] RAMBLEY A.S., ABAS W.A.B.W., YUSOF M.S. *The analysis of the jumping smash in the game of badminton*. ISBS-Conference Proceedings Archive, 2005.

