

Miłosz CHRZAN<sup>1</sup>, Robert MICHNIK<sup>1</sup>, Katarzyna NOWAKOWSKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

## OCENA OBCIĄŻEŃ W ODCINKU SZYJNYM KRĘGOSŁUPA PODCZAS UŻYTKOWANIA GOGLI DO WIRTUALNEJ RZECZYWISTOŚCI

**Streszczenie:** Celem niniejszej pracy było określenie obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa podczas korzystania z gogli służących do projekcji wirtualnej rzeczywistości. Obliczenia numeryczne przeprowadzono wykorzystując zmodyfikowany model FreePosture w środowisku AnyBody Modeling System. Przeprowadzone symulacje pozwoliły na wyznaczenie reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa, momentów od sił zewnętrznych działających na połączenia kręgów oraz wartości sił mięśniowych.

**Słowa kluczowe:** układ szkieletowo-mięśniowy, AnyBody, ocena obciążeń, siły mięśniowe, momenty od sił zewnętrznych

### 1. WSTĘP

Schorzenia kręgosłupa są jednym z najczęściej występujących problemów zdrowotnych wśród ludzi każdej grupy wiekowej [4],[5]. Ponad 2 miliony mężczyzn Polski deklaruje choroby w obrębie kręgosłupa [10],[3]. Częstotliwość występowania schorzeń kręgosłupa wzrasta z każdym rokiem. Schorzenia te spowodowane są nie tylko urazami czy kontuzjami, ale również związane są utrzymywaniem nieprawidłowej postawy ciała, czy też niepoprawnym korzystaniem z przedmiotów i urządzeń obciążających kręgosłup człowieka. Obciążenia występujące w obrębie kręgosłupa podczas przyjmowania rozmaitych pozycji czy wykonywania różnych form ruchu były wielokrotnie głównym tematem prac naukowych i badawczych. Badania naukowe dotyczące obciążeń kręgosłupa można podzielić na dwie zasadnicze grupy: badania doświadczalne oraz modelowe. W badaniach doświadczalnych najczęściej analizowana jest kinematyka ruchów kręgosłupa lub określone są maksymalne siły poszczególnych grup mięśniowych. Przykładem takich badań są badania przeprowadzone przez Postusny A. i wsp., którzy do wyznaczenia sił mięśniowych w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa wykorzystali autorskie urządzenie [4].

Badania modelowe umożliwiają natomiast poznanie kinematyki i dynamiki ruchu człowieka, a także pozwalają na określenie przyczyn powstawania różnego typu patologii bez ingerencji w ciało człowieka [1],[5],[6]. Na popularność badań modelowych wpłynął rozwój technik komputerowych, które pozwalają na generowanie coraz bardziej zaawansowanych i dokładnych modeli matematycznych, wiernie odwzorowujących rzeczywisty układ ruchu człowieka [1],[2].

Coraz częściej występujące schorzenia kręgosłupa oraz wzrost popularności mobilnych systemów służących do projekcji wirtualnej rzeczywistości sprawiły, iż autorzy postanowili sprawdzić czy długotrwałe użytkowanie gogli VR może zwiększyć ryzyko wystąpienia dolegliwości bólowych w odcinku szyjnym kręgosłupa.

Celem niniejszej pracy była więc ocena obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego odcinka szyjnego kręgosłupa podczas użytkowania gogli do projekcji wirtualnej rzeczywistości.

## 2. METODYKA BADAŃ

Symulacje obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego przeprowadzono w środowisku Anybody Modeling System. Wykorzystano zmodyfikowany model całego ciała człowieka (model „Free Posture”). Modyfikacje modelu obejmowały uwzględnienie oddziaływania gogli na głowę. Model składał się z 69 kości modelowanych jako bryły sztywne, które połączone były parami kinematycznymi o liczbie stopni swobody uzależnionej od warunków anatomicznych oraz 499 elementów reprezentujących aktony mięśniowe. W modelu pominięto mięśnie kończyn dolnych. Pominięto również masę tkanek miękkich.

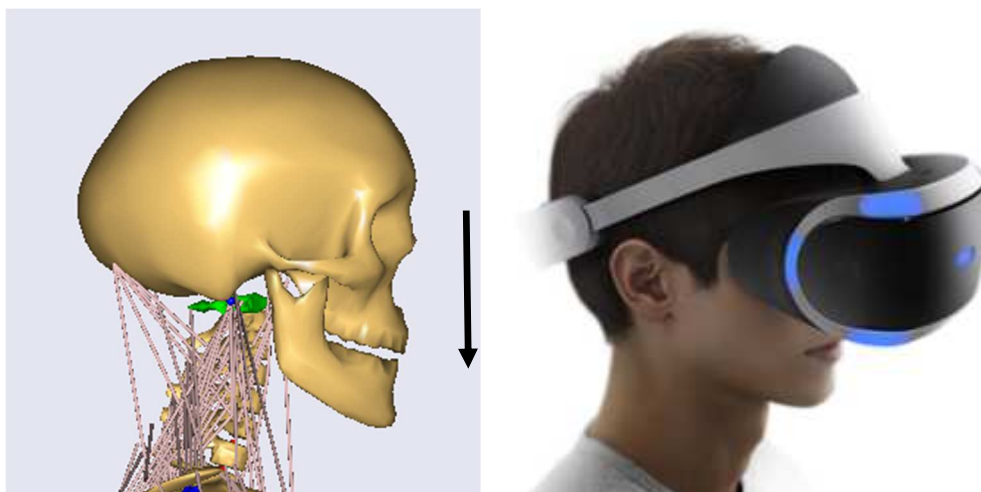
Symulacje przeprowadzono dla modelu o wysokości ciała 180 cm i masie 75 kg. Model obciążono siłami ciężkości pochodzącymi od elementów anatomicznych oraz ciężaru systemu do projekcji wirtualnej rzeczywistości. Siła generowana przez ciężar gogli do projekcji wirtualnej rzeczywistości wynosiła 6.1 [N] i została przyłożona na przedniej części czoła (rys. 1.). Do rozwiązania odwrotnego zadania dynamiki, pozwalającego na oszacowanie wartości sił mięśniowych wykorzystano techniki optymalizacji statycznej. Przyjętym kryterium optymalizacyjnym była minimalizacja sumy sześciątów stosunku siły mięśniowej do jego siły maksymalnej.

Obliczenia numeryczne przeprowadzono dla trzech wariantów ułożenia ciała:

- a) pozycja wyprostowana,
- b) pozycja z pochyleniem tułowia o kąt  $25^\circ$  w płaszczyźnie czołowej;
- c) pozycja z pochyleniem tułowia o kąt  $30^\circ$  w płaszczyźnie strzałkowej.

Pozycje zostały dobrane na podstawie danych literaturowych, bazując na badaniach Gzik M. i wsp. [2] dotyczących badań kinematyki użytkowników systemów do projekcji 3D, w których wykorzystano kombinezon do analizy ruchu MVN Biomech. Analizowane pozycje zostały zobrazowane na rys. 2.

Symulacje dla każdej w/w pozycji przeprowadzono dwukrotnie: bez dodatkowych obciążeń oraz z obciążeniem pochodzącym od gogli do projekcji wirtualnej rzeczywistości.



**Rys. 1.** Model odcinka szyjnego kręgosłupa wraz z głową wygenerowany w środowisku AnyBody Modeling System zestawiony ze zdjęciem użytkownika systemu do projekcji wirtualnej rzeczywistości



**Rys. 2.** Pozycje ciała analizowane w badaniach

### 3. WYNIKI

Uzyskane wartości wypadkowych reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa, dla trzech analizowanych pozycji, w dwóch wariantach: bez i z dodatkowym obciążeniem pochodzącym od gogli VR, przedstawiono w tabeli 1. Największe reakcje między kręgami odnotowano dla pozycji pochylonej w płaszczyźnie czołowej pod kątem  $25^\circ$ , wartość ta wyniosła 283 [N]. We wszystkich analizowanych przypadkach wyższe wartości reakcji odnotowano dla niższych segmentów odcinka szyjnego kręgosłupa (Tabela 1).

**Tabela 1. Wartości wypadkowych sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa**

	Wypadkowe wartości sił reakcji [N]					
	Brak dodatkowej siły			Dodatkowa siła 6,1 [N] pochodząca od gogli VR		
	Pozycja wyprostowana	Pozycja pochylona o 25° w płaszczyźnie czołowej	Pozycja pochylona o 30° w płaszczyźnie strzałkowej	Pozycja wyprostowana	Pozycja pochylona o 25° w płaszczyźnie czołowej	Pozycja pochylona o 30° w płaszczyźnie strzałkowej
T1C7	159,94	269,76	183,29	154,26	283,29	216,35
C7C6	131,14	222,66	147,87	125,71	234,44	176,63
C6C5	109,41	187,58	123,06	104,10	198,24	148,87
C5C4	96,91	166,64	108,85	92,84	176,55	134,19
C4C3	90,75	156,90	97,54	84,06	166,26	123,13
C3C2	81,77	140,77	84,22	72,15	149,34	107,83
C2C1	77,47	128,48	71,30	67,79	135,71	93,98
C1C0	73,47	116,10	60,66	62,59	121,18	80,92

Wyznaczono również wartości składowe sił reakcji występujące w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa: w kierunku przednio-tylnym (AP – AnterioPosterior), bliższodalszym (PD – ProximoDistal) oraz boczno-przyśrodkowym (ML – MedioLateral). Wyniki zestawiono w tabelach 2-3.

W każdym przeprowadzonym wariancie obliczeń największą wartość reakcji otrzymano w osi strzałkowej.

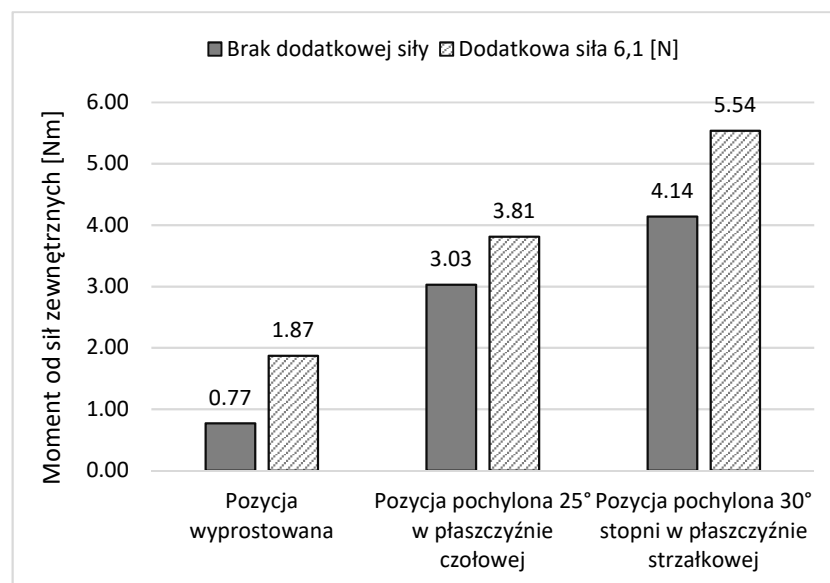
**Tabela 2. Składowe wartości sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa uzyskane dla symulacji bez dodatkowych obciążeń zewnętrznych (AP- AnteroPosterior, PD- ProximoDistal, ML- MedioLateral)**

	Składowe wartości sił reakcji [N]								
	Brak dodatkowych sił zewnętrznych								
	Pozycja wyprostowana			Pozycja pochylona o 25° w płaszczyźnie czołowej			Pozycja pochylona o 30° w płaszczyźnie strzałkowej		
	PD	AP	ML	PD	AP	ML	PD	AP	ML
T1C7	0,24	159,88	-4,33	-4,16	269,60	-8,36	0,87	182,92	-11,56
C7C6	0,13	130,91	-7,76	-3,04	222,16	-14,66	0,70	147,33	-12,62
C6C5	0,15	108,82	-11,38	-2,37	186,36	-21,25	0,76	122,14	-15,02
C5C4	0,07	96,60	-7,75	-3,96	165,90	-15,16	0,81	108,26	-11,27
C4C3	-0,01	90,18	-10,15	-10,34	155,47	-18,44	0,85	97,15	-8,65
C3C2	-0,00	81,34	-8,33	-12,65	139,28	-16,07	0,92	83,68	-9,51
C2C1	-0,00	77,04	-8,13	-14,06	126,41	-18,19	0,57	70,40	-11,30
C1C0	-0,00	73,01	-8,13	-18,85	113,30	-16,97	0,42	59,06	-13,84

**Tabela 3. Składowe wartości sił reakcji w stawach międzykręgowych odcinka szyjnego kręgosłupa uzyskane dla symulacji z dodatkowym obciążeniem pochodzącym od gogli do projekcji wirtualnej rzeczywistości (AP- AnteroPosterior, PD- ProximoDistal, ML- MedioLateral)**

	Składowe wartości sił reakcji [N]								
	Dodatkowa siła 6,1 [N]								
	Pozycja wyprostowana			Pozycja pochylona o 25° w płaszczyźnie czołowej			Pozycja pochylona o 30° w płaszczyźnie strzałkowej		
	PD	AP	ML	PD	AP	ML	PD	AP	ML
T1C7	0,29	154,13	-6,40	-5,04	283,15	-7,37	0,75	216,18	-8,47
C7C6	0,17	125,32	-9,84	-3,92	233,99	-13,97	0,96	176,39	-9,15
C6C5	0,18	103,29	-12,98	-3,00	197,10	-21,00	0,95	148,37	-12,11
C5C4	0,11	92,15	-11,26	-5,32	175,78	-15,56	0,70	133,86	-9,32
C4C3	-0,02	83,20	-11,99	-12,47	164,62	-19,68	0,26	122,87	-7,97
C3C2	-0,05	71,22	-11,56	-15,33	147,50	-17,61	0,24	107,38	-9,88
C2C1	-0,02	66,84	-11,32	-17,23	133,06	-20,35	0,12	93,03	-13,37
C1C0	-0,15	61,80	-9,93	-23,90	117,26	-19,07	0,06	79,14	-16,89

Kolejną rozpatrywaną wielkością były momenty od sił zewnętrznych działające na połączenie kręgów T1C7. Największa wartość momentu od siły zewnętrznej odnotowano dla pozycji pochylonej w płaszczyźnie strzałkowej z dodatkowym obciążeniem i wynosiła ona 5,54 [Nm], natomiast najmniejsza: 0,77 [Nm] dla pozycji wyprostowanej bez dodatkowego obciążenia zewnętrznego (Rys. 3).



**Rys. 3. Wartości momentów od sił zewnętrznych w stawie międzykręgowym T1C7**

Analizując wartości sił mięśniowych uzyskane dla wariantu symulacji bez przyłożonej siły zewnętrznej zauważono, iż dla pozycji wyprostowanej najbardziej aktywnymi mięśniami były: mięśnie nadgnykowe, mięsień półkolcowy szyi oraz mięsień wielodzielny szyi. Dla pozycji pochylonej pod kątem 30° w płaszczyźnie strzałkowej największe wartości siły mięśniowej odnotowano dla następujących mięśni: mięsień półkolcowy szyi, mięsień wielodzielny szyi, mięsień płatowy głowy oraz mięsień płatowy szyi. Natomiast dla symulacji z pochyleniem tułowia pod kątem 25° w płaszczyźnie czołowej największe wartości sił mięśniowych uzyskano dla mięśnia wielodzielnego szyi oraz dla mięśnia półkolcowego szyi (Tabela 4.).

**Tabela 4. Wartości sił mięśniowych dla trzech analizowanych pozycji, bez dodatkowej siły zewnętrznej**

	Wartości sił mięśniowych [N]		
	Pozycja wyprostowana	Pozycja pochylona 25° w płaszczyźnie czołowej	Pozycja pochylona 30° w płaszczyźnie czołowej
Mięśnie nadgnykowe	10,74	7,44	~0,00
Mięsień długi szyi	1,86	2,09	~0,00
Mięsień długi głowy	0,00	0,46	1,62
Mięsień płatowy głowy	~0,00	~0,00	9,21
Mięsień płatowaty szyi	1,83	~0,00	8,27
Mięsień półkolcowy głowy	4,45	5,83	0,85
Mięsień półkolcowy szyi	10,25	14,55	15,53
Mięsień najdłuższy głowy	~0,00	0,03	0,22
Mięsień najdłuższy szyi	1,45	~0,00	2,60
Mięsień wielodzielny szyi	9,00	16,15	13,99

**Tabela 5. Wartości sił mięśniowych dla trzech analizowanych pozycji z przyłożoną dodatkową siłą zewnętrzną pochodzącą od gogli VR**

	Wartości sił mięśniowych [N]		
	Pozycja wyprostowana	Pozycja pochylona 25° w płaszczyźnie czołowej	Pozycja pochylona 30° w płaszczyźnie czołowej
Mięśnie nadgnykowe	~0,00	~0,00	~0,00
Mięsień długi szyi	0,37	1,14	~0,00
Mięsień długi głowy	~0,00	0,85	0,20
Mięsień płatowy głowy	~0,00	~0,00	12,61
Mięsień płatowaty szyi	2,32	~0,00	10,52
Mięsień półkolcowy głowy	7,54	15,81	5,75
Mięsień półkolcowy szyi	8,87	16,61	18,97
Mięsień najdłuższy głowy	0,05	0,18	0,43
Mięsień najdłuższy szyi	1,34	~0,00	3,20
Mięsień wielodzielny szyi	7,70	19,15	17,43

Rozpatrując wartości sił mięśniowych uzyskanych dla symulacji z przyłożoną siłą o wartości 6,1 [N] w punkcie środka masy gogli do wirtualnej rzeczywistości, odnotowano, iż w pozycji wyprostowanej najbardziej aktywnymi mięśniami są: mięsień wielodzielny szyi, mięsień półkolcowy głowy, mięsień półkolcowy szyi. Dla pozycji pochylonej pod kątem 30° w płaszczyźnie strzałkowej największe wartości siły mięśniowej wygenerowane zostały przez mięsień półkolcowy szyi, mięsień wielodzielny szyi, mięsień płatowy głowy oraz mięsień płatowaty szyi. Natomiast dla pozycji pochylonej pod kątem 25° w płaszczyźnie czołowej największe wartości siły mięśniowej uzyskano dla mięśnia wielodzielnego szyi, mięśnia półkolcowego szyi oraz mięśnia półkolcowego głowy (Tabela 5.).

## 5. WNIOSKI

Przedstawiona w pracy metodyka badań modelowych układu szkieletowo-mięśniowego w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa pozwala na wyznaczenie wypadkowych reakcji w stawach międzykręgowych, momentów od sił zewnętrznych oraz na oszacowanie wartości sił mięśniowych. Wyniki badań potwierdzają, że korzystanie z gogli do wirtualnej rzeczywistości, obciąża kręgosłup szyjny w bardzo niewielkim stopniu.

Reakcje między kręgami przy obciążeniu zewnętrznym pochodzącym od gogli w znacznej mierze zależą od pozycji, w jakiej znajduje się badana osoba. Dla pozycji pochylonej w płaszczyźnie czołowej wartości wzrastają niemal dwukrotnie w porównaniu do pozycji wyprostowanej. Dla pozycji wyprostowanej wypadkowa reakcja w stawie T1C7 wyniosła 154,26 [N], natomiast dla pozycji pochylonej pod kątem  $25^\circ$  w płaszczyźnie czołowej 283,29 [N]. Największe różnice pomiędzy wartościami wypadkowej reakcji we wszystkich stawach międzykręgowych odnotowano pomiędzy pozycją pochyloną w płaszczyźnie czołowej a pozycją wyprostowaną.

Największa otrzymana wartość momentu od sił zewnętrznych działająca na połączenie kręgów T1C7 wyniosła 5.54 [Nm] i uzyskano ją dla pozycji pochylonej o  $30^\circ$  w płaszczyźnie strzałkowej. W badaniach doświadczalnych wykonanych przez F. Queisser i wsp. maksymalny moment od sił zewnętrznych występujący dla połączenia kręgów T1C7 wynosił  $60 \pm 9$  [Nm]. Wartość uzyskana w badaniach własnych stanowi zaledwie 9.23% wartości z badań doświadczalnych F. Queisser i wsp. [10]. Natomiast Vassavada A. i wsp. w swej pracy uzyskał maksymalny średni moment od sił zewnętrznych dla kręgów T1C7 w wysokości  $52 \pm 11$  [Nm]. Wynik ten jest również zdecydowanie wyższy od wartości uzyskanych w badaniach własnych [9].

Analizując oszacowane wartości sił mięśniowych podczas symulacji bez oraz z dodatkowym obciążeniem zauważono, iż dodatkowe obciążenie aktywizuje lub dezaktywuje działanie niektórych mięśni. Podczas symulacji z założonymi goglami do projekcji wirtualnej rzeczywistości mięsień nadgnykowy generuje wartości bliskie zero, natomiast bez obciążenia wartości te są zdecydowanie większe. Może być to spowodowane umiejscowieniem środka ciężkości głowy oraz umiejscowieniem mięśnia i systemu do projekcji wirtualnej rzeczywistości. Kolejnym mięśniem, dla którego odnotowano znaczące różnice w generowanej sile mięśniowej podczas dwóch wariantów symulacji jest mięsień półkolcowy głowy, który podczas symulacji z dodatkowym obciążeniem generuje kilkukrotnie większe wartości w stosunku do symulacji bez dodatkowych obciążeń.

Uzyskane w pracy wyniki mogą stanowić cenne źródło informacji dla osób korzystających z systemów do projekcji wirtualnej rzeczywistości. Przedstawiona metodyka badań może zostać wykorzystana do wyznaczania obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego w obrębie odcinka szyjnego kręgosłupa podczas korzystania z innych urządzeń czy sprzętów mogących oddziaływać na kręgosłup człowieka.

## LITERATURA

- [1] Gzik M., Jozko K., Wodarski P., Pieniążek J.: Badania modelowe zjawisk dynamicznych w odcinku lędźwiowym kręgosłupa człowieka. *Aktualne Problemy Biomechaniki*. Zeszyt 7, 2013, s. 53-58.
- [2] Gzik M., Wodarski P., Jurkojć J., Michnik R., Bieniek A.: Interactive System of Engineering Support of Upper Limb Diagnosis. *Innovations in Biomedical Engineering. Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol 526, Springer, 2017, p. 115-123.

- [3] Garces GL., Medina D., Milutinovic L., Garavote P., Guerado E.: Normative database of isometric cervical strength in a healthy population. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 34(3), 2002, p. 464-70.
- [4] Myśliwiec A., Jurkojć J., Michnik R., Nowakowska K., Rybok K., Połuszný A.: Różnica w natężeniu dolegliwości bólowych lędźwiowego odcinka kręgosłupa pomiędzy rodzicami dzieci z niepełnosprawnością motoryczną i rodzicami dzieci pełnosprawnych. *Aktualne Problemy Biomechaniki, Zeszyt nr 10*, 2016, s. 37-42.
- [5] Nowakowska K., Gzik M., Michnik R., Myśliwiec A., Jurkojć J., Suchoń S., Burkacki M.: The loads acting on lumbar spine during sitting down and standing up. *Innovations in biomedical engineering*. Springer International Publishing, 2017, p. 169-176.
- [6] 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. *Engineering Mechanics 2017, 23rd International Conference May 15 - 18, 2017, Svratka, Czech Republic, Book of full texts*, editor: Vladimír Fuis, p. 718-721.
- [7] Połuszný A., Myśliwiec A., Saulicz E., Mikołajowski G., Linek P., Saulicz M.: Validation of the device for evaluation of muscular strength in the cervical spine region. *Physiotherapy and Health Activity*, vol.23(1), 2015, p. 1-9.
- [8] Ślimak P., Gzik M., Wolański W.: Wpływ stabilizacji przedniej na biomechanikę odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka. *Aktualne Problemy Biomechaniki, Zeszyt 5*, 2011, s. 165-170.
- [9] Vasavada A., Siping L., Delp.: Three-Dimensional Isometric Strength of Neck Muscles in Humans. *SPINE*, vol. 26(17), 2001, p. 1904–1909.
- [10] Queisser F., Bluthner R., Seidel H.: Control of positioning the cervical spine and its application to measuring extensor strength. *Clin Biomech*, vol. 9, 1994, p. 157–61.
- [11] [http://stat.gov.pl/cps/rde/xbcr/gus/stan\\_zdrowia\\_2004.pdf](http://stat.gov.pl/cps/rde/xbcr/gus/stan_zdrowia_2004.pdf)

## **EVALUATION OF LOADS IN CERVICAL SPINE WHILE USING VIRTUAL REALITY HEADSET SYSTEM**

**Abstract:** The article presents load simulation in cervical spine while moving with Oculus Rift System. The researches were done by a modified FreePosture in AnyBody program. The researches had to lay down a minimum and maximum load on the cervical spine while using the VR headset system and without it. The simulation was done for upright and tilted position in two different planes.



**Sonia FALANA<sup>1</sup>, Karolina PIETROWSKA<sup>1</sup>, Kamil JOSZKO<sup>2</sup>, Wojciech WOLAŃSKI<sup>2</sup>**

Koło Naukowe „BIOKRETYWNI”, Politechnika Śląska, Zabrze  
Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

## **ANALIZA BEZPIECZEŃSTWA UCZESTNIKÓW WYPADKU DROGOWEGO**

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono analizę bezpieczeństwa pasażerów samochodu osobowego podczas zderzenia czołowego. Badania modelowe wykonano z wykorzystaniem oprogramowania MADYMO oraz modeli manekinów: osoby dorosłej (HYBRID III) oraz 6-letniego dziecka (PO6). Przeprowadzone symulacje numeryczne obejmowały różne warianty i konfiguracje mocowań pasów bezpieczeństwa. Ocenę skuteczności działania systemów bezpieczeństwa przeprowadzono na podstawie wyznaczonych parametrów kinematycznych i dynamicznych jak np. przyspieszenia głowy, momentów sił, a także kryteriów urazowości (HIC, NIC oraz  $N_{ij}$ ). Otrzymane wyniki wykazały, że im większa liczba mocowań pasów bezpieczeństwa tym mniejsze prawdopodobieństwo wystąpienia poważnych obrażeń podczas wypadku drogowego.

**Słowa kluczowe:** analiza bezpieczeństwa, badania modelowe, pasy bezpieczeństwa, wypadek drogowy, kryteria urazowości

### 1. WSTĘP

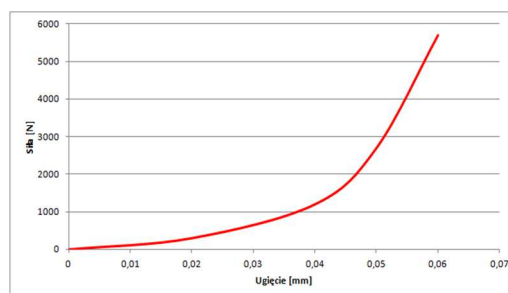
Wypadki drogowe w większości krajów wysokorozwiniętych nadal są najczęstszą przyczyną utraty życia i ciężkich obrażeń ciała u uczestników tych zdarzeń. Rokrocznie liczba wypadków maleje, jednakże ich skutki są wciąż zatrważające. Dlatego wciąż trwają prace nad poprawą bezpieczeństwa pasażerów, także tych najmłodszych, czyli dzieci [10]. W Polsce rocznie ma miejsce ponad 400 tysięcy kolizji i około 50 tysięcy wypadków, w których ginie około 5 tys. osób [12]. Nie bez powodu przepisy, akty prawne oraz wymagania dotyczące systemów bezpieczeństwa są coraz bardziej restrykcyjne. Należy zaznaczyć, że „system bezpieczeństwa” to zespół cech pojazdu, które mają na celu zmniejszenie skutków wypadku drogowego, bądź kolizji. Wyróżniamy bierne oraz aktywne systemy bezpieczeństwa. Do aktywnych systemów zalicza się: konstrukcję pojazdu, mającą m.in. zapewnić dobrą widoczność, układ hamulcowy wraz z systemem kontroli pojazdu, układ kierowniczy, zawieszenie oraz ogumienie. Wszystkie razem powinny zapewniać dobre prowadzenie i kierowność pojazdu oraz odpowiednią przyczepność kół z drogą [4]. Natomiast do biernych systemów zaliczyć można: pasy bezpieczeństwa (dwu-, trój- i czteropunktowe), foteliki samochodowe dla dzieci, poduszki powietrzne, zagłówki, elementy konstrukcji nadwozia –

strefy kontrolowanego zgniotu i wzmocnienia boczne [5]. Prawidłowe ich użytkowanie ma znaczący wpływ na bezpieczeństwo zarówno kierującego jak i pasażerów.

Stosowanie pasów bezpieczeństwa w samochodach osobowych i ich używanie przez uczestników wypadków jest jednym ze skutecznych sposobów zapobiegania urazom i zmniejszenia liczby ofiar. Należy jednak zaznaczyć, że nie zapewniają one pełnej ochrony. Zapięte pasy zmniejszą ryzyko uszkodzeń narządów wewnętrznych i części ciała w obrębie tułowia, jednak całkowicie nie eliminują obrażeń głowy oraz kręgosłupa szyjnego [6]. Natomiast najlepszą formą zabezpieczenia dzieci przed urazami w trakcie wypadku drogowego są foteliki bezpieczeństwa. Istnieje wiele rodzajów fotelików i sposobów ich mocowania w samochodzie osobowym. Pomimo wielu prac badawczych dotyczących bezpieczeństwa pasażerów pojazdów samochodowych [1],[7],[8],[9],[11] wydaje się, że jeszcze nie wszystkie aspekty bezpieczeństwa dzieci w pojazdach zostały rozpatrzone. Dlatego też, za główny cel pracy przyjęto ocenę skuteczności działania różnych wariantów mocowania pasów bezpieczeństwa i fotelika na podstawie kryteriów urazowości i ich wpływu na bezpieczeństwo pasażerów.

## 2. METODYKA BADAŃ

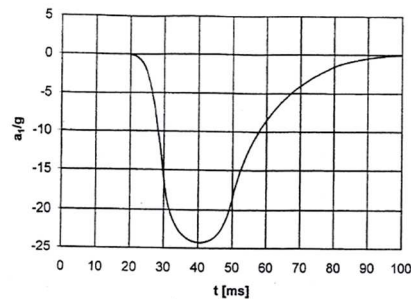
W ramach pracy przeprowadzono symulacje numeryczne wypadku drogowego-zderzenia czołowego, podczas których analizowano różne rodzaje pasów bezpieczeństwa i fotelików dziecięcych. Ocenę skuteczności działania tych systemów bezpieczeństwa dokonano na podstawie kryteriów urazowości. Rozpatrywane były dwa rodzaje pasów bezpieczeństwa osoby dorosłej oraz dwa sposoby mocowania fotelika dziecięcego. W przypadku osoby dorosłej dokonano analizy działania pasów w trzech wariantach: dwupunktowych oraz trójpunktowych z różną wysokością mocowania górnego punktu. Natomiast w przypadku analizy bezpieczeństwa dziecka rozpatrywano dwa sposoby mocowania fotelika dziecięcego: fotelik zamocowany pasami samochodowymi a dziecko zapięte pasami fotelika oraz dziecko i fotelik jednocześnie przypięte za pomocą pasa samochodowego. Ponieważ w pracy analizowano tylny przedział samochodu, w którym często nie stosuje się pasów bezpieczeństwa z napinaczem dlatego wybrano prosty system pasów. Pasy zostały zamodelowane jako element podatny o zadanej charakterystyce siłowo przemieszczeniowej (Rys.1).



**Rys. 1. Przebieg opóźnienia samochodu podczas zderzenia czołowego z nieruchomą przeszkodą [3]**

Symulacje zostały przeprowadzone w środowisku programu Madymo z wykorzystaniem modeli manekinów HYBRID III (50 centylowego mężczyzny) oraz PO6 (6-letniego dziecka). Model samochodu ograniczono do niezbędnych elementów, które uwzględniały modele fotela samochodowego, fotelika dziecięcego, podłogi oraz kokpitu. Wszystkie modele były przygotowywane w programie LS-Prepost, w którym dokonywano ich dyskretyzacji, a następnie eksportowano do programu Madymo. W tym programie przy użyciu metody multibody zostały zdefiniowane oddziaływania i połączenia pomiędzy elementami (kontakty,

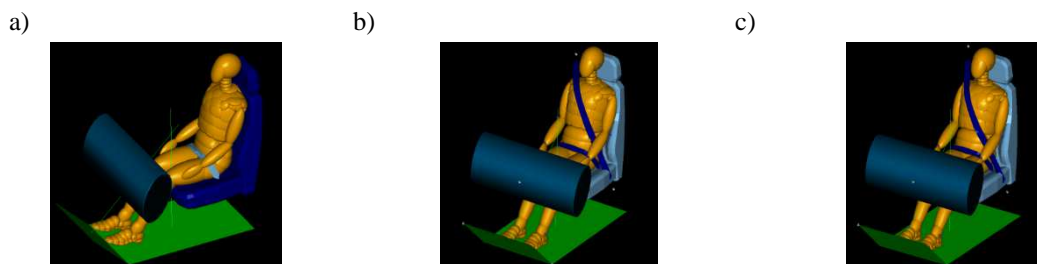
pary kinematyczny, jak np. między siedziskiem a oparciem fotela). Natomiast zadane w symulacjach warunki brzegowe odpowiadały symulowanemu zderzeniu czołowemu, które zdefiniowano przez przyspieszenie – opóźnienie (Rys. 2) działające na wszystkie elementy modelu w kierunku przednio-tylnym (oś Y).



Rys. 2. Przebieg opóźnienia samochodu podczas zderzenia czołowego z nieruchomą przeszkodą [3]

## 2.1. Model osoby dorosłej

Model osoby dorosłej został sformułowany w oparciu o model manekina HYBRID III (50 centylowego mężczyzny). Model manekina został umieszczony na fotelu pasażera w pozycji, która odzwierciedlała naturalną siedzącą pozycję człowieka w samochodzie. Następnie zostały zdefiniowane oddziaływania pomiędzy manekinem a elementami samochodu: fotelem, fotelem przed manekinem oraz podłogą. Model został uzupełniony systemem pasów, bezpieczeństwa dwu- oraz trójpunktowych. Mocowanie pasów trójpunktowych zostało ustawione w dwóch pozycjach: niższej i wyższej (z różnicą wysokości 15 cm). Natomiast pasy dwupunktowe były ustawione w pozycji odzwierciedlającej sytuację, gdy pasażer przekłada rękę nad pasem bezpieczeństwa. Zamodelowane warianty usadowienia modelu HYBRID III zostały przedstawione na rysunku Rys. 3.



Rys. 3. Pozycja manekina: a) z pasem dwupunktowym, b) z pasem trójpunktowym zamocowanym niżej, c) z pasem trójpunktowym zamocowanym wyżej

## 2.2. Model dziecka

Model dziecka został sformułowany w oparciu o model manekina PO6 (6 letniego dziecka). Również w tym przypadku rozważano dwa warianty usadowienia manekina P06. W pierwszym z nich manekin został umieszczony na podstawce, a w drugim w foteliku. Manekin został umieszczony w taki sposób, że jego ułożenie odzwierciedlało naturalną pozycję dziecka w samochodzie. Do opięcia manekina pasami w przypadku wariantu z podstawką wykorzystano pasy trójpunktowe. Natomiast w przypadku zastosowania fotelika, manekin został przypięty do fotelika pasami czteropunktowymi, a fotelik został przymocowany do fotela samochodowego pasami trójpunktowymi. Zdefiniowane warianty usadowienia dziecka w samochodzie zostały przedstawione na rysunku Rys. 4.



Rys. 4. Warianty usadowienia dziecka: a) przypięte pasami trójpunktowymi na podstawce, b) przypięte pasami do fotelika

## 2.2. Kontakty

W kolejnych etapach tworzenia modelu, zdefiniowano kontakty pomiędzy elementami, które mogą wchodzić w interakcję w trakcie symulacji wypadku samochodowego. W niniejszym modelu zdefiniowano kontakty pomiędzy manekinem a siedziskiem oraz pomiędzy manekinem a pasami bezpieczeństwa. W modelu uwzględniono również pary kinematyczne, których zakres stopni swobody odpowiada tym, które w rzeczywistości występują w fotelu samochodowym. Na łączeniu oparcia z siedziskiem zastosowano parę kinematyczną typu obrotowego o jednym stopniu swobody. Do pary kinematycznej przypisano charakterystykę sztywności, która ma odzwierciedlać rzeczywiste warunki pracy tego połączenia.

## 3. ANALIZA WYNIKÓW SYMULACJI

Obliczenia numeryczne zostały przeprowadzone dla 200ms czasu trwania symulacji zderzenia czołowego samochodu z nieruchomą przeszkodą. Działanie opóźnienia rozpoczynało się w 20ms, co miało na celu ustabilizowanie manekinów na fotelach samochodowych. Natomiast w 50ms symulacji występowała maksymalna wartość opóźnienia wynosząca 25g. Sekwencja zdarzeń będąca efektem działania tego opóźnienia została przedstawiona w Tabeli 1. Wyznaczone wyniki pokazują różnice w zachowaniu się manekina HYBRYD III zapiętego w trzypunktowe pasy bezpieczeństwa w porównaniu z pasami dwupunktowymi. Również zauważalne różnice występują w przypadku zachowania się manekina PO6 pomiędzy wariantem usadowienia na podstawce a w foteliku dziecięcym.

Tabela 1. Położenia manekinów podczas symulacji

	Pasy dwupunktowe	Pasy trójpunktowe mocowane niżej	Pasy trójpunktowe mocowane wyżej	Podstawka	Fotelik
0 ms					
145ms					
200ms					

Ocenę skuteczności działania rozpatrywanych systemów bezpieczeństwa przeprowadzono na podstawie porównania i analizy obliczonych kryteriów urazowości dla manekina Hybryd III i PO6. W obu przypadkach brano pod uwagę kryteria urazowości głowy – HIC, kryteria urazowości szyi - NIC oraz wartości przyspieszeń i obciążeń (sił i momentów sił) działających na manekiny. W Tabeli 2 przedstawiono uzyskane wartości HIC dla manekina Hybryd III w zależności od wariantu pasów bezpieczeństwa (dwu- i trójpunktowych).

Uzyskane wartości HIC dla manekina Hybryd III pokazują, że wariant z trójpunktowymi pasami jest bezpieczniejszy od dwupunktowych. Potwierdzają to również uzyskane wartości sił kryterium urazowości szyi NIC. Wartość graniczna siły NIC wynosi 2800N [1]. Natomiast odnotowane największe wartości NIC w przypadku pasów dwupunktowych wynosiły odpowiednio: 2266.36N – NIC w ruchu zgięcia w tył, 6274.23N – NIC w ruchu zgięcia w przód, które znacznie wykracza poza bezpieczny limit.

**Tabela 2. Wartości kryteriów urazowości głowy HIC uzyskane dla manekina Hybryd III**

HIC	Pasy dwupunktowe	Pasy trójpunktowe mocowane niżej	Pasy trójpunktowe mocowane wyżej	Wartość graniczna
HIC <sub>15</sub>	10423	45.56	57.73	700
HIC <sub>36</sub>	10423	83.99	100.00	1000

Zarówno dla pasów trójpunktowych mocowanych niżej jak i wyżej otrzymane wartości mieszczą się w zakresie bezpiecznym – kolejno 400N i 328N dla NIC w ruchu zgięcia w tył oraz 645N i 667N dla NIC ruchu zgięcia w przód. Tym samym pasy dwupunktowe, czyli pozycja pasażera z przełożonym pasem ramiennym za plecy jest bardzo niebezpieczna. Konsekwencją tego jest uderzenie głowy o kokpit/deskę rozdzielczą samochodu i działanie bardzo dużych sił i momentów na kręgosłup szyjny. Świadczą o tym również otrzymane wartości znormalizowanych kryteriów urazowości szyi  $N_{ij}$  (Tabela 3) oraz momenty sił działające na odcinek szyjny kręgosłupa.

**Tabela 3. Porównanie znormalizowanych kryteriów urazowości szyi  $N_{ij}$  otrzymanych dla manekina Hybryd III**

	Pasy dwupunktowe	Pasy trójpunktowe mocowane niżej	Pasy trójpunktowe mocowane wyżej	Wartość graniczna
$N_{TE}$	0,65	0,21	0,24	1
$N_{TF}$	1,69	0,31	0,31	1
$N_{CE}$	0,51	0,23	0,26	1
$N_{CF}$	1,23	0,14	0,12	1

Analizę bezpieczeństwa dziecka przewożonego w samochodzie na podstawce oraz w foteliku dziecięcym dokonano również na podstawie porównania wartości kryteriów urazowości uzyskanych dla manekina PO6. Wyznaczone na podstawie przyspieszeń głowy wartości kryterium urazowości głowy HIC (Tabela 4) wskazują jednoznacznie, że wariant z fotelikiem jest bezpieczniejszy od podstawki. W przypadku zastosowania fotelika wartości HIC są trzykrotnie mniejsze od stosowania podstawki. Należy jednak zaznaczyć, że w obu przypadkach uzyskane kryteria HIC nie przekroczyły granicznej wartości.



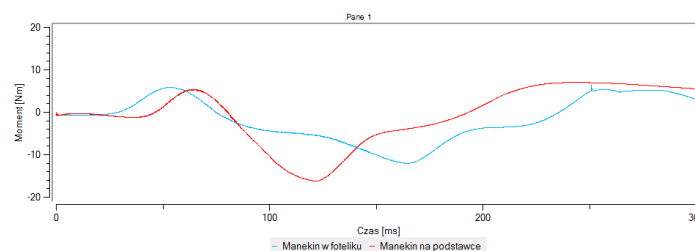
**Tabela 4. Porównanie kryteriów urazowości głowy HIC15 i HIC36 uzyskanych dla manekina P06**

HIC	Podstawka	Fotelik	Wartość graniczna
HIC <sub>15</sub>	29,35	7,17	700
HIC <sub>36</sub>	55,18	16,83	1000

O wystarczającym poziomie bezpieczeństwa dziecka na podstawce i w foteliku podczas wypadku świadczą również uzyskane wartości znormalizowanego kryterium urazowości szyi  $N_{ij}$ . Wyznaczone maksymalne wartości w każdym przypadku wskaźnika  $N_{ij}$  dla manekina na podstawce oraz dla manekina w foteliku nie przekroczyły wartości granicznej (Tabela 5). Również wartości momentów sił działających na odcinek szyjny kręgosłupa są porównywalne w obu przypadkach posadowienia manekina PO6 (Rys. 5). Jednakże, większe wartości momentów sił występują u manekina w przypadku zastosowania podstawki. Może to wynikać z faktu, że dziecko przypięte jest tylko pasem samochodowym. Ten układ nie zapewnia dostatecznego „trzymania” i jest mniej sztywny od fotelika zamocowanego do fotela samochodu.

**Tabela 5. Porównanie wartości kryteriów urazowości  $N_{ij}$  uzyskanych dla manekina PO6**

$N_{ij}$	Podstawka	Fotelik	Wartość graniczna
$N_{TE}$	0,13	0,16	1
$N_{TF}$	0,23	0,14	1
$N_{CE}$	0,01	0,07	1
$N_{CF}$	0,02	0,02	1



**Rys. 5. Porównanie momentów sił działających w odcinku szyjnym kręgosłupa u manekina PO6**

#### 4. PODSUMOWANIE

Przeprowadzona symulacja zderzenia czołowego samochodu z nieruchomą przeszkodą oraz analiza bezpieczeństwa wykazała, że systemy bezpieczeństwa oraz sposób ich używania odgrywają bardzo ważną rolę i wpływają na poziom bezpieczeństwa oraz urazowość uczestników wypadku. Na podstawie wyznaczonych kryteriów urazowości określono skuteczność działania różnych ustawień pasów bezpieczeństwa. Uzyskane wyniki jednoznacznie pokazują, że pasy trójpunktowe są bezpieczne jedynie wtedy, gdy są one prawidłowo użytkowane. Przekładanie pasa ramiennego za plecy lub zbyt luźna jego części sprawia duże ryzyko poważnego urazu, tak jak w przypadku pasów dwupunktowych. Otrzymane wyniki wskazują również, że punkt mocowania pasów trójpunktowych ma duży wpływ na bezpieczeństwo osób podróżujących. Porównując do siebie wyniki dla pasów trójpunktowych mocowanych niżej i wyżej można stwierdzić, że lepsze wyniki zostały uzyskane dla pasów mocowanych niżej, ponieważ pas przebiega większej odległości od odcinaka szyjnego kręgosłupa a to przekłada się na mniejsze wartości sił generowane w tym

segmencie kręgosłupa. To wskazuje, że należy mieć na uwadze dopasowanie wysokości mocowania pasa do wzrostu, co może przyczynić się obniżenia ryzyka obrażeń. Analizując siły oraz momenty sił występujące w odcinku szyjnym u manekina HYBRYD III można zauważyć, że duże ich wartości są związane z uderzeniem głowy w kokpit lub zagłówek fotela. Największe wartości zaobserwowano w momencie uderzenia głowy o kokpit w przypadku pasów dwupunktowych. Natomiast pasy trójpunktowe generują duże siły i momenty w czasie ruchu powrotnego, gdy głowa uderza w zagłówek fotela. Na podstawie tych danych można stwierdzić, że również poprawne ustawienie fotela i zagłówka może pozytywnie wpływać na obniżenie ryzyka dużych obrażeń.

Wyniki przeprowadzonych symulacji umożliwiły także określić poziom bezpieczeństwa dzieci przewożonych w foteliku lub na podstawce podczas wypadku samochodu. Ocenę skuteczności działania oraz poziomu ochrony tych urządzeń dokonano na podstawie analizy kryteriów urazowości manekina P06, a tym samym ryzyka wystąpienia obrażeń u sześciolatniego dziecka. Biorąc pod uwagę wszystkie wyznaczone wartości kryteriów urazowości (HIC oraz  $N_{ij}$ ) można zauważyć, że zarówno podstawka jak i fotelik mocowany do fotela pasami trójpunktowymi zapewniają zadowalające bezpieczeństwo dzieciom podczas podróży. W obu przypadkach uzyskane wyniki są bardzo porównywalne, a maksymalne wartości kryteriów nie przekraczają przyjętych norm. Pomimo tego, iż oba sposoby zabezpieczenia dzieci w trakcie podróży zapewniają odpowiedni poziom ochrony, to bezpieczniejszy jest fotelik dziecięcy mocowany do kanapy samochodu, gdyż do przypięcia dziecka używane są pasy czteropunktowe. Potwierdzają to również uzyskane momenty sił działające w odcinku szyjnym kręgosłupa u manekina P06. Dziecko na podstawce zapięte jest jedynie pasami samochodowymi i dlatego w tym wariancie efekt działania opóźnienia jest znacznie większy, a więc także ryzyko urazu. Natomiast w wariancie, gdy dziecko w foteliku przypięte jest czteropunktowymi pasami, a fotelik mocowany jest do fotela przy użyciu pasów samochodowych wpływ opóźnienia jest mniejszy. Dlatego zaleca się stosowanie fotelików dziecięcych z systemem ISOFIX, który zapewnia sztywniejsze zamocowanie.

Biorąc pod uwagę wyniki wszystkich wariantów symulacji wypadku drogowego można stwierdzić, że stosowane systemy bezpieczeństwa w pojazdach samochodowych są coraz skuteczniejsze. Należy jednak pamiętać, że nie chronią one całkowicie pasażerów i na ryzyko wystąpienia urazu mają również wpływ inne czynniki. Jak wykazano w niniejszym artykule nieprawidłowe stosowanie pasów może być przyczyną poważnych konsekwencji. Przekładanie części ramiennej trójpunktowego pasa bezpieczeństwa za plecy zmienia ten pas w dwupunktowy i stwarza duże ryzyko urazu podczas wypadku. Dlatego bardzo ważne jest dostosowanie systemów bezpieczeństwa do cech antropometrycznych użytkownika.

## LITERATURA

- [1] Burkacki M., Jozsko K., Gzik M.: Biomechaniczna analiza wypadku samochodowego z zastosowaniem urządzenia typu HANS podpierającego głowę oraz odcinek szyjny kręgosłupa kierowcy. "Aktualne Problemy Biomechaniki" 2013, nr 7, s. 15-16.
- [2] Eppinger R., Sun E., Bandak F., Haffner M., Khaewpong N., Maltese M.: Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems. National Transportation Biomechanics Research Center (NTBRC). 1999
- [3] Gumuła S., Łągiewka L., A Method Of Impact And Inertia Force Reduction During Collisions Between Physical Objects. Results Of Experimental Investigations, Journal of Technical Physics. 48 (1), ss. 13-27.
- [4] <http://www.info-samochody.pl/> (dostęp: 11.01.2016).
- [5] <http://www.program.ratowniczy.pl/index.php?id=121> (dostęp: 11.01.2016).

- [6] Jozsko K., Wolański W., Burkacki M., Suchoń S., Zielonka K., Muszyński A., Gzik M.: Biomechanical analysis of injuries of rally driver with head supporting device, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2016, Vol. 18 no. 4, p.159-169.
- [7] Jozsko K., Wolański W., Gzik M., Żuchowski A., Badania eksperymentalne i modelowe skuteczności ochrony pasażerów na tylnych fotelach samochodów osobowych podczas wypadku drogowego. *Modelowanie Inżynierskie*, 2015, tom 25, nr 56, s. 48-57.
- [8] Sohr S., Hofmann H., Kutschenreuter S., Ruck H.: Influence of HIII 5% Dummy Tolerances on Positioning and Test Results in Out-Of-Position Load Cases According to the FMVSS 208. In: *The 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) June 18-21, 2007; Lyon, France 2007*, p. 1-8
- [9] Tanaka Y., Yonezawa H.: Responses of Hybrid III 3YO and Q3 Dummies in Various CRSs Tested Using ECE R44 Impact Conditions. In: *The 21th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), June 15-18, Stuttgart, Germany 2009*, p. 23-29.
- [10] Wicher J., *Biomechanika obrażeń w kolizjach drogowych. Zeszyty Naukowe Politechniki Świętokrzyskiej: Mechanika*, 2000, nr 71, s. 27-47.
- [11] Wicher J.: *Biomechanika obrażeń w kolizjach drogowych. Zeszyty Naukowe Politechniki Świętokrzyskiej, Mechanika*, 2000, nr 71, s. 27-47.
- [12] <http://www.statystyka.policja.pl/st/wybrane-statystyki> (dostęp: 11.01.2016).

## **THE SAFETY ANALYSIS OF CAR ACCIDENT PARTICIPANTS**

Abstract: The safety analysis of the vehicle passengers during frontal collision was presented in this paper. Model researches were performed using Madymo software with models of adult dummy (HYBRID III) and 6-year-old child dummy (P06). The various options and configurations of safety belts were considered in numerical simulations. The evaluation of the effectiveness of the safety systems was based on the kinematic and dynamic parameters, such as: acceleration of the head, force moments and Injury Criteria (HIC, NIC and  $N_{ij}$ ). The obtained results showed that the increasing number of safety belt anchorages cause decreasing probability of serious injury during car accident.



**Joanna GORWA<sup>1</sup>, Jarosław KABACIŃSKI<sup>1</sup>, Michał MURAWA<sup>1</sup>,  
Jacek MAĆCZYŃSKI<sup>1</sup>, Lechosław B. DWORAK<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Zakład Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, Poznań

<sup>2</sup>Katedra Bioniki, Uniwersytet Artystyczny, Poznań

## **PARAMETRY WYSKOKU PIONOWEGO A WARTOŚCI MOMENTÓW SIŁY MIĘŚNIOWEJ KOŃCZYN DOLNYCH TANCERZY ZAWODOWYCH**

**Streszczenie:** Praca przedstawia związki pomiędzy parametrami skoku pionowego i wartościami względnych, momentów sił wybranych grup mięśniowych, kończyn dolnych, dla 43 tancerzy zawodowych uprawiających dwa, odmienne style taneczne: klasykę oraz taniec współczesny. Parametry CMJ i SJ oraz wartości względne, wybranych momentów siły mięśniowej kończyn dolnych mierzonych w warunkach statyki, są ze sobą powiązane, a najistotniejszymi informacjami wyciągniętymi w toku analiz do niniejszej pracy, jest wpływ danego stylu tańca na parametry CMJ i SJ.

**Słowa kluczowe:** CMJ, SJ, moment siły mięśniowej, statyka, taniec zawodowy

### **1. WSTĘP**

Taniec klasyczny i współczesny zawierają całą gamę skoków i obrotów. Te najtrudniejsze ekspresyjne zadania różnią się sposobem wykonania [3]. Mogą zaczynać się i kończyć na jednej lub dwóch stopach, mogą zawierać skomplikowane manewry kończyn dolnych oraz łączyć w sobie obroty wykonywane „w powietrzu”. Obroty natomiast różnią się trudnością wykonania i złożonością pozycji. W jednej sekwencji dużego obrotu może być wymaganiem wykonanie kilku „podobrotów”. Różne będzie ułożenie nóg i stóp na początku ewolucji jak również akcja kończyn dolnych w trakcie jej wykonania [3,4]. Test CMJ, który jest jednym z najpopularniejszych testów do oceny „biomechanicznej” kończyn dolnych człowieka powinien, w przypadku tancerzy zawodowych, pozwolić jasno oszacować ich predyspozycje „skocznościowe”. Wielu autorów wskazuje na związek pomiędzy siłą mięśniową a wartościami mocy mechanicznej uzyskiwanej w różnych rodzajach ćwiczeń sprawnościowych, w tym- skoków [8,9,10,11]. Inni autorzy zajmujący się tą problematyką przedstawiają często sprzeczne opinie [12]. Celem niniejszej pracy było określenie związków pomiędzy parametrami wyskoków pionowych a momentami względnymi siły mięśniowej kończyn dolnych dla tancerzy zawodowych uprawiających dwa, odmienne style.

## 2. MATERIAŁ I METODA

Badaniom poddano 43 tancerzy zawodowych: 15 mężczyzn i 14 kobiet uprawiających taniec klasyczny oraz 7 mężczyzn i 7 kobiet uprawiających taniec współczesny. Wszyscy badani artyści tańczyli co najmniej od 9 lat. Dla celów porównawczych przebadano grupy 38 studentek i 16 studentów, kierunku fizjoterapii Akademii Medycznej w Poznaniu, o umiarkowanej aktywności rekreacyjnej.

Wszyscy tancerze biorący udział w badaniach pracują w teatrach w pełnym wymiarze godzinowym, średnio 6 dni w tygodniu i nie wykonują innej pracy zawodowej. Trenują średnio około 42 godzin tygodniowo.

**Tabela 1. Charakterystyka badanych grup**

Grupy	KOBIEТЫ			MĘŻCZYŹNI		
	Tancerki klasyczne n=14	Tancerki współczesne n=7	Grupa kontrolna n=38	Tancerze klasyczni n=15	Tancerze współcześni n=7	Grupa kontrolna n=16
<b>Wiek</b> [lata]	23,2 ±3,7	34,8 ±10,7	21,1 ±0,6	24,1 ±5,23	29,4 ±2,94	20,8 ±5,1
<b>Masa ciała</b> [kg]	53,1 ±5,5	54,7 ±5,47	57,5 ±7,2	71,3 ±7,60	71,3 ±3,59	72,8 ±11,9
<b>Wysokość ciała</b> [cm]	170,2 ±5,1	165,6 ±5,47	167,9 ±5,5	182,5 ±8,42	178,7 ±3,25	181,1 ±7,2
<b>BMI</b> [kg·m <sup>-2</sup> ]	18,3 ±1,05	19,9 ±1,35	20,4 ±2,0	21,4 ±0,97	22,3 ±1,31	22,1 ±6,2
<b>Doświadczenie zawodowe</b> [lata]	11,9 ±2,5	24,6 ±7,0	X	14,1 ±4,1	15,1 ±6,2	X

Pomiar mocy w trakcie wyskoku pionowego dokonywany był na trójosiowej platformie piezoelektrycznej firmy KISTLER. Badani stojąc na platformie dynamometrycznej wykonywali maksymalny wyskok pionowy w górę, z odbicia obunóż z użyciem kończyn górnych (CMJ) oraz w kolejnej sesji pomiarowej, skok pionowy z półprzysiada (SJ).

Pomiaru dokonywano trzykrotnie dla każdego rodzaju skoku, kwalifikując do dalszych obliczeń:

- 1) próbę, w której uzyskano najwyższe uniesienie ogólnego środka masy (OSM) badanego,
- 2) próbę, w której rozwinięto najwyższą moc względną  $P_w$  [W/kg].

Do pomiaru momentów sił prostowników (P) i zginaczy (Z) (lewej i prawej kończyny) stawu: skokowo-goleniowego, kolanowego, biodrowego oraz odwodzicieli i przywodzicieli stawu biodrowego, zastosowano dynamometrię tensometryczną. Posłużono się zespołem stanowisk pomiarowych wyposażonych w pierścieniowe i pałkowe tensometryczne przetworniki siły (TPS) lub tensometryczny momentomierz.

Uczestniczący w pomiarach tancerze oraz studenci dążyli do uzyskania maksymalnych wartości momentów sił w dowolnym czasie, w warunkach statyki. W celu wyeliminowania zmęczenia i ochrony szczególnie ważnego w profesji tancerza układu ruchu, pomiędzy kolejnymi pomiarami stosowano optymalnie długie przerwy, w trakcie których artyści mogli wykonać stretching. Badania momentów sił podzielono na dwie sesje pomiarowe. Wartości momentów siły mięśniowej zostały znormalizowane względem masy ciała. W celu uproszczenia opisu wyników dla poszczególnych grup mięśniowych, posłużono się w dalszej części opracowania, następującymi skrótami:

MZPS [Nm] - moment siły zginaczy podszwowych stopy, MZGS [Nm] - moment siły zginaczy grzbietowych stopy, MPK [Nm] - moment siły prostowników stawu kolanowego,

MZK [Nm] - moment siły zginaczy stawu kolanowego, MPB [Nm] - moment siły prostowników stawu biodrowego, MZB [Nm] - moment siły zginaczy stawu biodrowego, MODB [Nm] - moment siły odwodzicieli stawu biodrowego, MPrzB [Nm] - moment siły przywodzicieli stawu biodrowego, MZP [Nm] - moment siły zginaczy palucha, Mw- moment siły względny [Nm/kg], SM- środek masy

Analizę różnic wyników momentów siły mięśniowej i mocy kończyn dolnych oraz skoczności pomiędzy badanymi grupami przeprowadzono za pomocą testów ANOVA Kruskala-Wallisa ( $p < 0.05$ ) i post-hoc Bonferroniego ( $p < 0.05$ ). W celu określenia istotnych statystycznie zależności pomiędzy mocą i skocznością kończyn dolnych a względnymi momentami siły mięśniowej, wybranych napędów kończyn dolnych, tancerzy klasycznych, tancerzy współczesnych i studentów wykonano test korelacji rang Spearmana ( $p < 0.05$ ). Również tych testów użyto do analizy zależności pomiędzy wynikami uzyskanymi z pomiarów grup żeńskich: tancerek klasycznych, tancerek współczesnych oraz studentek. Współczynniki korelacji  $r$  oceniano zgodnie ze skalą Guilforda.

### 3. WYNIKI

Na podstawie wyników analizy statystycznej testem ANOVA Kruskala-Wallisa ( $p < 0.05$ ), wykazano istotne różnice w wartościach względnych maksymalnych momentów siły zginaczy grzbietowych stopy, prostowników i zginaczy stawu biodrowego oraz zginaczy stawu kolanowego pomiędzy trzema grupami badanych kobiet. Tancerki klasyczne i współczesne uzyskały znacząco wyższe wartości niniejszych wskaźników siły od studentek odpowiednio o: 18.9% i 15.5% (MwZGS L), 24.7% i 22.7% (MwZGS P), 23.9% i 22.0% (MwPB L) oraz 24.9% i 19.9% (MwPB P) (test Bonferroniego,  $p < 0.05$ ). Co więcej, wyłącznie tancerki klasyczne charakteryzowały się istotnie większymi wartościami MwZK P (o 16,5%), MwZB L (o 13,2%) i MwZB P (o 12,5%) od studentek (test Bonferroniego,  $p < 0.05$ ).

W oparciu o wyniki analizy testem ANOVA Kruskala-Wallisa ( $p < 0.05$ ) stwierdzono istotne różnice w wartościach względnych maksymalnych momentów siły: zginaczy stawu biodrowego i kolanowego, zginaczy podszwowych stopy lewej oraz prostowników stawu biodrowego prawego pomiędzy trzema grupami badanych mężczyzn.

Studenci charakteryzowali się znacząco wyższymi wartościami: MwZK L (o 23.0%), MwZK P (o 30.9%) i MwPB P (o 14,1%) od tancerzy współczesnych oraz MwZB L (o 13.7%), MwZB P (o 17.5%) od tancerzy klasycznych (test Bonferroniego,  $p < 0.05$ ). Z kolei, w porównaniu ze studentami, tancerze uzyskali większe wartości MwZPS L odpowiednio o 13,3% (tancerze klasyczni) i 14,1% (tancerze współcześni) (test Bonferroniego,  $p < 0.05$ ). Ponadto, tancerze współcześni osiągnęli wyższe wyniki skoczności od studentów o 14,2% (CMJ) i 13,4% (SJ).

**Tabela 2. Średnie wartości względne momentów sił wybranych zespołów mięśniowych kończyn dolnych tancerek klasycznych, tancerek współczesnych i grupy kontrolnej**

PARAMETRY		ŚREDNIE WARTOŚCI WZGLĘDNE [Nm/kg]		
		TANCERKI KLASYCZNE	TANCERKI WSPÓŁCZESNE	GRUPA KONTROLNA
<i>MZB</i>	L	2,50±0,38	2,30±0,68	2,13±0,37
	P	2,56±0,49	2,38±0,64	2,20±0,29
<i>MPB</i>	L	2,47±0,43	2,42±0,97	1,83±0,39
	P	2,57±0,48	2,31±0,75	1,87±0,34
<i>MPrzB</i>	L	1,64±0,32	1,75±0,33	1,40±0,29
	P	1,71±0,48	1,90±0,71	1,60±0,29
<i>MOdB</i>	L	1,94±0,53	2,49±0,63	1,55±0,31
	P	2,02±0,67	2,59±0,78	1,36±0,34
<i>MZK</i>	L	1,70±0,24	1,32±0,18	1,51±0,33
	P	1,86±0,65	1,40±0,31	1,55±0,30
<i>MPK</i>	L	2,98±0,42	2,42±0,29	2,71±0,45
	P	3,14±0,40	2,44±0,46	2,79±0,54
<i>MZGS</i>	L	0,74±0,15	0,70±0,09	0,60±0,19
	P	0,77±0,15	0,73±0,11	0,58±0,18
<i>MZPS</i>	L	3,32±0,75	3,10±0,65	2,95±0,62
	P	3,42±0,79	2,99±0,56	2,98±0,58
<i>MZP</i>	L	0,18±0,05	0,23±0,08	0,18±0,03
	P	0,19±0,06	0,25±0,06	0,19±0,05
<i>SUMA</i>	-	35,71±7,78	38,00±9,53	38,00±9,53

**Tabela 3. Średnie wartości wysokości uniesienia środka masy (H), mocy maksymalnej (Pmax), względnej mocy maksymalnej (Pmax/m) i głębokości przysiadu (L) w wysoku pionowym tancerek uprawiających taniec klasyczny, współczesny oraz grupy porównawczej**

	CMJ			SJ		
	Tancerki klasyczne n=14	Tancerki współczesne n=7	Grupa kontrolna n=38	Tancerki klasyczne n=14	Tancerki współczesne n=7	Grupa kontrolna n=38
<i>H</i> [cm]	33,9 ±3,4	35,7 ±3,6	33,1 ±4,4	29,8 ±3,3	31,1 ±4,3	29,2 ±4,0
<i>Pmax</i> [W]	1324,2 ±249,6	1326,4 ±165,0	1353,7 ±289,2	1175,2 ±245,0	1097,2 ±259,9	1168,3 ±281,3
<i>Pmax/m</i> [W/kg]	23,5 ±3,5	24,1 ±3,3	23,0 ±4,9	20,9 ±3,9	19,7 ±3,5	19,9 ±4,6
<i>L</i> [cm]	22,3 ±2,9	17,4 ±2,21	22,0 ±3,9	21,0 ±4,2	15,6 ±3,5	20,9 ±4,1

Tabela 4. Średnie wartości względne momentów sił wybranych zespołów mięśniowych kończyn dolnych tancerzy klasycznych, tancerzy współczesnych i grupy kontrolnej

PARAMETRY		ŚREDNIE WARTOŚCI WZGLĘDNE [Nm/kg]		
		TANCERZE KLASYCZNI	TANCERZE WSPÓŁCZEŚNI	GRUPA KONTROLNA
<i>MZB</i>	L	2,90±0,42	3,20±0,13	3,36±0,29
	P	2,92±0,37	3,49±0,24	3,54±0,40
<i>MPB</i>	L	3,14±0,70	2,93±0,21	3,21±0,63
	P	2,99±0,64	3,10±0,75	3,33±0,49
<i>MPrzB</i>	L	1,94±0,31	1,57±0,59	2,05±0,34
	P	1,80±0,43	1,95±0,42	2,32±0,59
<i>MOdB</i>	L	2,02±0,64	2,70±0,43	2,27±0,48
	P	2,17±0,44	2,75±0,25	2,47±0,59
<i>MZK</i>	L	2,05±0,43	1,64±0,13	2,22±0,46
	P	2,16±0,36	1,48±0,16	2,33±0,43
<i>MPK</i>	L	3,47±0,62	3,09±0,49	3,38±0,61
	P	3,65±0,77	3,04±0,75	3,43±0,50
<i>MZGS</i>	L	0,69±0,19	0,72±0,15	0,67±0,17
	P	0,72±0,16	0,67±0,05	0,65±0,25
<i>MZPS</i>	L	3,41±0,68	3,01±0,65	2,93±0,43
	P	3,35±0,50	3,18±0,55	3,27±0,51
<i>MZP</i>	L	0,21±0,05	0,19±0,04	0,21±0,07
	P	0,21±0,06	0,19±0,03	0,23±0,07
<i>SUMA</i>	-	39,8±7,77	38,9±6,02	41,87±7,30

Tabela 5. Średnie wartości wysokości uniesienia środka masy (H), mocy maksymalnej (Pmax), względnej mocy maksymalnej (Pmax/m) i głębokości przysiadu (L) w wyskoku pionowym tancerzy uprawiających taniec klasyczny, współczesny oraz grupy porównawczej

	CMJ			SJ		
	Tancerze klasyczni n=15	Tancerze współcześni n=7	Grupa kontrolna n=16	Tancerze klasyczni n=15	Tancerze współcześni n=7	Grupa kontrolna n=16
<i>H</i> [cm]	48,6 ±5,0	56,7 ±10,6	47,3 ±4,7	41,5 ±4,4	47,9 ±8,9	40,0 ±3,9
<i>Pmax</i> [W]	2518,9 ±496,6	2343,4 ±336,8	2369,3 ±342,5	1870,3 ±443,3	1850,8 ±288,1	1747,6 ±341,5
<i>Pmax/m</i> [W/kg]	34,9 ±5,5	37,1 ±8,6	32,8 ±5,4	26,0 ±4,9	29,2 ±8,2	35,9 ±46,4
<i>L</i> [cm]	28,5 ±5,4	21,6 ±2,9	28,7 ±8,0	31,1 ±5,3	20,4 ±2,2	30,7 ±6,5

Biorąc pod uwagę wartości współczynników korelacji rang Spearmana ( $p < 0.05$ ) pomiędzy parametrami CMJ i SJ a Mw zaobserwowano występowanie słabej, niskiej i umiarkowanej zależności w większości przypadków oprócz:

- wysokiej dodatniej zależności pomiędzy H a MwPB ( $r = 0.857$ ) oraz pomiędzy Pmax/m a MwPB ( $r = 0.750$ ) dla SJ u tancerek współczesnych, a także pomiędzy Pmax/m a MwZPS ( $r = 0.786$  i  $0.750$ ), odpowiednio dla CMJ i SJ u tancerzy współczesnych,

- wysokiej ujemnej zależności pomiędzy H a MwZK (CMJ i SJ) ( $r=-0.855$  i  $r=-0.746$ , odpowiednio) u tancerzy współczesnych,
- umiarkowanej dodatniej zależności pomiędzy H a MwZK (CMJ) ( $r=0.435$ ) i Pmax/m a MwZK ( $r=0.417$ ) u tancerek klasycznych, pomiędzy H a MwZPS ( $r=0.571$ ), H a MwZB ( $r=0.536$ ), H a MwZK ( $r=0.468$ ) oraz Pmax/m a MwZK ( $r=0.487$ ) dla SJ u tancerek współczesnych, pomiędzy Pmax/m a MwPK ( $r=0.403$  i  $0.427$ ), odpowiednio dla CMJ i SJ u tancerzy klasycznych oraz pomiędzy H i MwZPS ( $r=0.464$  i  $0.500$ ), odpowiednio dla CMJ i SJ u tancerzy współczesnych.

#### 4. DYSKUSJA

W toku niniejszych badań doszukano się związków pomiędzy parametrami CMJ i SJ a wartościami momentów względnych (Mw), niektórych napędów mięśniowych oraz różnic w wartościach poszczególnych parametrów CMJ i SJ pomiędzy przedstawicielami badanych grup. Różnice te wynikają w głównej mierze z przynależności danej grupy badanej do stylu tańca. Zauważono wysoką dodatnią zależność pomiędzy H a MwPB oraz pomiędzy Pmax/m a MwPB dla SJ u tancerek współczesnych, a także pomiędzy Pmax/m a MwZPS odpowiednio dla CMJ i SJ u tancerzy współczesnych. Analizując wyniki można stwierdzić, że najefektywniej „zamach” kończynami podczas CMJ wykorzystali mężczyźni z grupy tancerzy współczesnych. Prawdopodobnie wiąże się to ze specyfiką stylu tańca, który uprawiają. Wg. Cohan (1996), najważniejszymi składowymi w pracy tancerza współczesnego są: „praca na podłodze”, „praca ze środkiem ciężkości” oraz „ruch w przestrzeni”. Taniec współczesny, według tego autora, zachłystuje się ekstremalnością. Każdy element choreograficzny, który może być wykonany jako klasyczny, w „modern” będzie wykonany dalej, głębiej, przesadniej i wyżej [1].

Tancerze klasycy i tancerki klasyczne, przy wykonywaniu skoków na platformie, mimo że zostali precyzyjnie instruowani co do techniki wykonania CMJ i SJ, niemal cały czas uwzględniali reguły tańca klasycznego. Jednym z przejawów tego było np. proste trzymanie całego tułowia i maksymalne zgięcie podeszwowe stóp przy oderwaniu ich od podłoża.

Przypuszczalnie fakt, że tancerki i tancerze klasycy cały czas dbają o estetykę wykonania, wpłynął na wielkość parametrów skoku pionowego. Prawdą jest, że w tańcu klasycznym estetyka jest najważniejsza. W tańcu współczesnym choreografia wymaga często ekstremalnie wysokich skoków, energicznych obrotów i spontaniczności w ruchach całego ciała.

Do podobnych spostrzeżeń doszedł Ravn [12], porównując strategię wykonania skoku pionowego z miejsca tancerek klasycznych i siatkarek.

Ciekawe obserwacje dotyczą porównania wartości względnych momentów siły mięśniowej pomiędzy poszczególnymi grupami. Jakkolwiek fakt, że zginacze grzbietowe stopy (MwZGS) dla obu kończyn dolnych oraz prostowniki stawów biodrowych (MwPSB) czy zginacze stawów kolanowych (MwZK) u grup tancerek są istotnie statystycznie „silniejsze” niż u grupy kontrolnej, jest wynikiem, którego się spodziewano, to przeciwne relacje dla grup męskich zaskakują.

Pierwsze lata szkoły baletowej to ciężka praca nad powiększaniem zakresów ruchu w stawach: biodrowych, skokowych oraz kręgosłupa. Najbardziej charakterystyczne dla tańca klasycznego, pierwsze zadania ruchowe dla stóp, w toku edukacji tancerza to „relevé en pointe” i „demi-pointe relevé”. Pozycje te polegają na „wchodzeniu” na palce lub „półpalce”. Wszystkie palce w „relevé” powinny stanowić podparcie dla ciała a przodostopie, śródstopie i stęp być ustawione w linii podudzia i rzepki. Innymi słowy w „relevé en pointe” tancerka utrzymuje wyprostowaną postawę całego ciała, stojąc na szczycie wszystkich palców stóp z większym niż  $90^\circ$  zgięciem podeszwowym stopy a w „demi-pointe relevé” w tej samej pozycji ciała i stawu skokowego jak w „relevé en pointe”, zgina do  $90^\circ$  stawy śródstopno-

paliczkowe [4]. Z punktu widzenia biomechaniki, niebezpiecznym byłoby, gdyby ogromne zakresy ruchu w stawach skokowych, które są wymagane w profesji tancerza, nie były „podparte” odpowiednim poziomem siły mięśniowej. Niepokojące są zatem rezultaty osiągnięte przez tancerzy (mężczyzn). Fakt, że studenci osiągnęli znacząco wyższe wartości dla momentów względnych: zginaczy obu stawów kolanowych i prostowników stawu biodrowego prawego od tancerzy współczesnych oraz momentów względnych zginaczy obu stawów biodrowych od tancerzy klasycznych jest zaskakujący. Trzeba pamiętać, że skala obciążeń dynamicznych- uderzeniowych, z jakimi mają do czynienia zawodowi tancerze jest jasno sprecyzowana w wielu publikacjach [2,3,6]. Poziom sił uderzeniowych podczas wykonywania ekspresyjnych zadań ruchowych jest porównywalna z tymi w sporcie zawodowym [7,9]. Jeżeli przeanalizuje się cały łańcuch biokinematyczny biorący udział w finalnej, uderzeniowej części skoku, to duże wartości sił uderzeniowych przyjmują nie tylko stopy czy stopa tancerza, ale wszystkie człony tego łańcucha. Oczywiście część tej siły zostaje wytłumiona przez kolejne segmenty wchodzące w skład łańcucha, nie mniej jednak faktem jest, że zagrożone rejony układu ruchu mogą być znacznie oddalone od „źródła” siły [3,6]. Tancerze powinni dysponować zatem odpowiednim poziomem „siły mięśniowej” kończyn dolnych, aby efektywnie wykorzystać fazę amortyzacji [5]. Wydaje się zatem koniecznym diagnozowanie poziomu momentów sił mięśniowych na różnych etapach edukacji tancerza, aby móc wykluczyć asymetrię oraz ewentualny niedobór. Testy CMJ i SJ mogłyby na stałe wejść do zajęć laboratoryjnych z udziałem tancerzy oraz zajęć z biomechaniki tańca na, coraz popularniejszym kierunku studiów, jakim jest Taniec w Kulturze Fizycznej.

## LITERATURA

- [1] Cohan R.: London contemporary dance school the dance workshop. Unwin Papers, 1996, London.
- [2] Dworak L.B., Gorwa J., Kmieciak K., Mączyński M.: A study characterizing dynamic overloads of professional dancers. Biomechanical approach. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 7, no. 1, 2005, p. 77-84.
- [3] Gorwa J., Michnik R., Jurkojć J., Dworak L.B.: Kinematic analysis of modern dance movement “stag jump” within the context of impact loads, injury to the locomotor system and its prevention. Medical Science Monitor, vol. 20, 2014, p. 1082-1089.
- [4] Gorwa J.: Biomechaniczne aspekty najczęściej występujących kontuzji oraz zmian w układzie ruchu tancerzy zawodowych [w:] Inżynieria Biomedyczna Podstawy i Zastosowania, Tom 3. [w:] Gzik M. (red.) Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna, 2015, s. 769-786.
- [5] Gorwa J., Dworak L.B., Kabaciński J., Murawa M.: Biomechaniczna charakterystyka siły i mocy zespołów mięśniowych kończyn dolnych tancerek zawodowych baletu klasycznego. Aktualne Problemy Biomechaniki, Zeszyt nr 1, 2007, s. 21-28.
- [6] Gorwa J.: Problem bólów kręgosłupa u tancerzy zawodowych. Aktualne Problemy Biomechaniki, Zeszyt nr 10, 2016, s. 17-24.
- [7] Jurkojć 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, Published online: 03 Aug 2016, p. 1-8.
- [8] Janiak J., Eliasz J., Gajewski J.: Maksymalna siła statyczna kończyn dolnych a parametry wyskoku pionowego. Biology of Sport, vol. 14, suppl. 7, 1997, s. 65-69.
- [9] Kabaciński J., Dworak L.B., Murawa M., Rzepnicka A.: Dynamic loads indicators for take-off – landing sequence in blocks and attacks of elite female volleyball players. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 18, no. 1, 2016, p. 41-46.

- [10] Kabaciński J., Murawa M., Żyła T., Gorwa J., Dworak L.: Izokinetyczna ocena ekscentrycznej siły mięśni grupy tylnej i przedniej uda siatkarzy. *Aktualne Problemy Biomechaniki, Zeszyt nr 12, 2017, s. 35-40.*
- [11] Mazurkiewicz A., Iwańska D.: Biomechanics of figure skating jump double axel performed in on ice and off ice conditions. *Aktualne Problemy Biomechaniki, Zeszyt nr 9, 2015, s. 83-88.*
- [12] Ravn S., Voight M., Simonsen E., Alkjær T., Bojsen-Møller F., Klausen K.: Choice of jumping strategy in two standard jumps, squat and countermovement jump - effect of training background or inherited preference? *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, vol. 9, no. 4, 1999, p. 201-208.*

This study was financed in stages from the following sources: the research grant from the Polish Ministry of Science and Higher Education No NN404515938.

## **VERTICAL JUMP PARAMETERS AND LOWER EXTREMITIES MUSCLES TORQUES OF PROFESSIONAL DANCERS**

**Abstract:** The study presents correlations between vertical jump parameters and relative values of selected muscles torques of lower extremities of 43 professional dancers who practice two different styles of dance: classic and modern. CMJ and SJ parameters turned out to be slightly correlated with relative values of selected muscles torques measured in static conditions. The analysis mainly focused on the influence of the dance style on the CMJ and SJ parameters.



**Emilia KARCZEWSKA<sup>1,2</sup>, Paula SZLACHTA<sup>1,2</sup>, Sylwia CHAMERA<sup>1,2</sup>,  
Robert LATOSIEWICZ<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Centrum Onkologii Ziemi Lubelskiej im. św. Jana z Dukli

<sup>2</sup>Uniwersytet Medyczny w Lublinie

## **OCENA RÓWNOWAGI DYNAMICZNEJ KOBIET PO MASTEKTOMII JEDNOSTRONNEJ I PROTEZOWANIU ZEWNĘTRZNYM PIERSI – BADANIA PILOTAŻOWE**

**Streszczenie:** Celem pracy było określenie, czy protezowanie zewnętrzne w postaci wkładek silikonowych do biustonosza wpływa na równowagę dynamiczną kobiet po mastektomii jednostronnej. Grupę badaną stanowiło 30 kobiet po jednostronnej mastektomii całkowitej w wieku od 40 do 73 lat (średnio:  $57,5 \pm 8,4$ ), średni czas od zabiegu operacyjnego wynosił  $6,5 \pm 5,0$  lat. Do zbadania równowagi dynamicznej posłużono się platformą balansową „Libra” firmy Easytech. Wyniki: Z przeprowadzonych badań wynika, że bez względu na czas, jaki upłynął od mastektomii, noszenie protezy piersi nie ma wpływu na równowagę dynamiczną kobiet po tym zabiegu, podczas gdy wiek pacjentek oraz ograniczenie ruchomości obręczy barkowej mają istotne znaczenie dla reakcji równoważnych.

**Słowa kluczowe:** równowaga dynamiczna, mastektomia, proteza piersi

### 1. WSTĘP

Mastektomia jest obecnie najczęściej wykonywaną operacją, ratującą życie kobiet z rozpoznaniem nowotworem złośliwym gruczołu piersiowego. Amputacja piersi wiąże się jednak z licznymi powikłaniami, którymi są: przewlekłe dolegliwości bólowe, ograniczenie ruchomości i osłabienie siły mięśni obręczy barkowej, obrzęk limfatyczny kończyny górnej po stronie operowanej, jak również upośledzenie wentylacji płuc [2,6,7,12,13,14]. W konsekwencji dochodzi do zaburzeń całej biomechaniki ciała, co z kolei utrudnia codzienne funkcjonowanie. Zmiana symetrycznego dotąd układu ciała może znacząco wpływać na zdolności do utrzymania równowagi. Asymetrię ciała w przypadku mastektomii koryguje się za pomocą protezy piersi lub też rekonstrukcji piersi [3]. Badania dowodzą, że systematyczne noszenie protezy, włączając także spanie w niej, skutkuje mniejszymi odchyleniami w postawie ciała [1,11].

Informacje na temat wpływu zabiegu mastektomii na aparat ruchu i psychikę oraz jakość życia pacjentek są liczne [3,4,11,13,15], natomiast brak jest doniesień o jego wpływie na koordynację i równowagę dynamiczną. Podstawowym zadaniem zmysłu równowagi jest zdolność regulowania środka ciężkości ciała nad podstawą czworoboku podparcia, przy zmieniających

się warunkach powierzchni podłoża i bodźcach wzrokowych. Podczas stania na niestabilnej powierzchni dochodzi do aktywacji mechanizmów kontroli posturalnej i ich adaptacji do nowych warunków środowiska. Skutkuje to zwiększeniem wychyleń ciała i zmianą strategii posturalnej [9]. Zdolność do kompensacji utraty lub ograniczenia informacji z jednego lub więcej źródeł informacji sensorycznej jest istotna dla utrzymania stabilności ciała. Na zdolność tę wpływają zmysł wzroku, układ przedsionkowo-błędnikowy, prawidłowo funkcjonujący układ nerwowy, kostno-stawowy i mięśniowo-powięziowy oraz czucie głębokie [17]. Równowaga dynamiczna jest to kontrola ciała w przestrzeni, związana z niewielkimi wychyleniami i zdolnością poruszania się przy zmieniających się warunkach podłoża [10]. Można ją ocenić obiektywnie przy użyciu narzędzi badawczych wyposażonych w ruchomą platformę równoważną.

## 2. CEL PRACY

Celem pracy była ocena zmian równowagi dynamicznej kobiet po mastektomii jednostronnej oraz określenie czy protezowanie zewnętrzne w postaci wkładek silikonowych do biustonosza wpływa na równowagę dynamiczną.

## 3. MATERIAŁ I METODY

### a. Grupa badana

Do badań zakwalifikowano 30 kobiet w wieku od 40 do 73 lat (średnio:  $57,5 \pm 8,4$ ), które były pacjentkami Ośrodka Rehabilitacji przy Centrum Onkologii Ziemi Lubelskiej (COZL). Masa ciała pacjentek wynosiła średnio 78,1 kg, długość ciała 162,5 cm, BMI – 29,33. Wszystkie badane pacjentki były praworęczne. 13 kobiet było po mastektomii lewostronnej, 17 natomiast po mastektomii prawostronnej. Wszystkie badane poddane były w przeszłości leczeniu skojarzonemu (całkowitej jednostronnej mastektomii, chemioterapii i/lub radioterapii). Średni czas od zabiegu operacyjnego wynosił  $6,5 \pm 5,0$  lat. Badanie zostało przeprowadzone za zgodą Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Medycznego w Lublinie (numer KE-0254/216/2016).

### b. Narzędzia badawcze

Badanie podmiotowe polegało na wypełnieniu przed badaniem przedmiotowym autorskiego kwestionariusza ankiety, zawierającego pytania dotyczące danych antropometrycznych (wiek, wzrost, masa ciała) oraz mastektomii (strona mastektomii, czas jaki upłynął od operacji, występowanie ograniczenia ruchomości kończyny górnej, ból, odbyta rehabilitacja). Badania równowagi wykonano przy użyciu platformy balansowej „Libra” firmy Easy Tech (Włochy) model Cod. 80001403, S/N 30544 – 2009. W skład stanowiska do badań wchodziły następujące urządzenia: platforma balansowa Libra, komputer PC z monitorem oraz oprogramowanie (wersja 2.3 – 031 – 2.0, rok wydania 2004). Platforma Libra posiada dźwignię połączoną z detektorem odczytującym kątowne ustawienie platformy względem podłoża (ryc.1). Zakres wychylenia urządzenia w płaszczyźnie czołowej mieści się w przedziale od  $-15^{\circ}$  do  $+15^{\circ}$ . Dokładność pomiaru określona przez producenta wynosi  $1^{\circ}$ . Maksymalny błąd pomiaru to  $0,2^{\circ}$ .



Rys. 6. Widok na platformę Libra z tyłu i z przodu

Najważniejszym parametrem badania równowagi dynamicznej jest ocena GLOBAL, przyjmująca wartości od 1 do 100 jednostek umownych [j.u.], gdzie 1 oznacza wynik najlepszy, 100 – wynik najgorszy. Ocena GLOBAL jest wartością ważoną z 8 parametrów cząstkowych.

Wartość “GLOBAL INDEX” =  $((ATL + ATR + AEL + AER) / L + (TRL + TRR + TEL + TER) / (C + 1)) / 4 (L + C + 1)$ , gdzie:

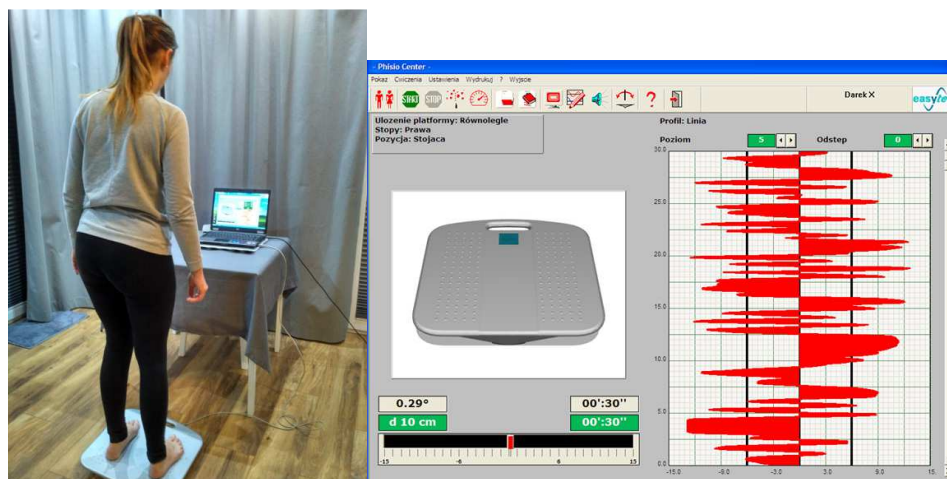
- ATL - całkowita powierzchnia wychyleń platformy po stronie lewej – powierzchnia po lewej stronie ścieżki (na lewo od linii środkowej) [°s].
- ATR - całkowita powierzchnia wychyleń platformy po stronie prawej – powierzchnia po prawej stronie ścieżki (na prawo od linii środkowej) [°s].
- AEL - zewnętrzna powierzchnia wychyleń platformy po stronie lewej – powierzchnia obszaru po zewnętrznej stronie ścieżki [°s].
- AER - zewnętrzna powierzchnia wychyleń platformy po stronie prawej – powierzchnia obszaru po zewnętrznej stronie ścieżki [°s].
- TEL - zewnętrzny czas po stronie lewej – czas przebywania poza ścieżką po stronie lewej [s].
- TER - zewnętrzny czas po stronie prawej – czas przebywania poza ścieżką po stronie prawej [s].
- TRL - czas powrotu po stronie lewej – najdłuższy czas przebywania poza ścieżką po stronie lewej [s].
- TRR - czas powrotu po stronie prawej – najdłuższy czas przebywania poza ścieżką po stronie prawej [s].
- L - poziom trudności
- C – wartość przesunięcia linii środkowej (min  $-15^\circ$ , max  $+15^\circ$ ).

### c. Przebieg badań

Pomiary przeprowadzono w dobrze oświetlonym pomieszczeniu, bez zakłóceń akustycznych, w jednakowych warunkach dla wszystkich kobiet. Badanie wykonano w pozycji stojącej badanej, ze stopami ułożonymi równolegle na platformie i z zachowaną kontrolą wzrokową (ryc. 2). Badanie składało się z dwóch prób: badania z protezą zewnętrzną piersi i badania bez protezy zewnętrznej piersi. Czas trwania pojedynczej próby wynosił 30 s, poziom trudności ścieżki – 4 na 10 co oznacza, że średnica wychyleń wynosiła 10 cm.

Podczas badania na monitorze komputera była wyświetlana ścieżka w postaci centralnie ustawionej prostej (środek ścieżki), ograniczonej z obu stron liniami granicznymi. Z chwilą rozpoczęcia zadania, na ekranie monitora pojawiał się zakres wychyleń w postaci wykresu, który wykreślał krzywą badania równowagi ciała. Jeśli pacjentka potrafiła skorygować

ustawienie platformy w taki sposób, aby utrzymać ją w pozycji równoległej do podłoża, wykres wyświetlany na ekranie monitora mieścił się w liniach granicznych ścieżki (rys.2).



Rys. 2. Po lewej: badanie przy pomocy platformy balansowej Libra. Po prawej: przykładowy wynik graficzny badania (ścieżka badania).

#### d. Metody statystyczne

Analizie statystycznej poddano parametry wyliczone przez system operacyjny platformy balansowej „Libra”, a także dane zebrane za pomocą autorskiego kwestionariusza ankiety. Analizę wykonano w programie Statistica 12 (StatSoft Polska). Dane nie spełniły założeń normalności rozkładu, wobec tego wykorzystano statystyki opisowe, testy nieparametryczne kolejności par Wilcoxon, U Manna-Whitney’a oraz korelację Spearmana. W obliczeniach przyjęto poziom istotności  $p < 0,05$  jako znamiennej statystycznie.

## 4. WYNIKI

### 4.1. Porównanie wartości średnich parametrów między próbami z protezą i bez protezy

W badanej grupie kobiet nie stwierdzono istotnych statystycznie różnic w badaniu równowagi dynamicznej w próbie z protezą piersi i bez protezy, bez względu na stronę mastektomii (Tabela 1). Wartości parametrów równowagi dynamicznej uległy niewielkiej zmianie, jednakże we wszystkich przypadkach były to zmiany nieistotne statystycznie ( $p > 0,05$ ).

Tabela 6. Średnie wartości dla poszczególnych parametrów badania równowagi dla całej grupy kobiet

Parametr	Średnie wartości parametrów		Test par Wilcoxona	
	Próba I	Próba II	Z	p
<b>Global</b>	11,79	12,45	1,09	0,28
<b>ATL</b>	39,65	46,9	1,03	0,30
<b>ATR</b>	119,69	115,01	0,75	0,45
<b>AEL</b>	7,48	9,65	0,87	0,39
<b>AER</b>	22,25	24,03	0,096	0,92
<b>TEL</b>	2,30	2,94	0,93	0,35
<b>TER</b>	6,42	6,82	0,15	0,88
<b>TRL</b>	0,99	0,98	0,47	0,64
<b>TRR</b>	1,92	1,98	0,28	0,78

Średnia wartość oceny Global, określającej równowagę ciała, dla całej grupy kobiet po mastektomii w próbie z protezą wynosiła 11,79, natomiast w próbie bez protezy 12,45. Różnica nie była istotna statystycznie ( $p>0,05$ ).

**Tabela 7. Wyniki badania równowagi dynamicznej z podziałem na kobiety po mastektomii lewostronnej i prawostronnej (Z, p – wyniki dla testu U Manna-Whitneya)**

Parametr	Mastektomia lewostronna				Mastektomia prawostronna			
	Próba I	Próba II	Z	p	Próba I	Próba II	Z	p
<b>Global</b>	11,99	13,34	1,13	0,25	11,48	11,14	0,52	0,61
<b>ATL</b>	45,22	40,88	0,71	0,48	34,4	49,27	1,73	0,084
<b>ATR</b>	115,52	127,58	0,52	0,6	122,45	101,44	2,12	0,034
<b>AEL</b>	8,8	9,33	0,47	0,64	6,34	8,82	1,25	0,21
<b>AER</b>	21,92	27,55	0,76	0,44	22,49	19,29	0,72	0,47
<b>TEL</b>	2,8	2,76	3,06	0,002	1,85	2,85	1,73	0,84
<b>TER</b>	6,14	8,02	0,76	0,44	6,46	5,50	1,45	0,15
<b>TRL</b>	1,32	0,79	1,48	0,14	0,74	1,06	1,87	0,062
<b>TRR</b>	1,85	2,39	0,98	0,33	1,97	1,54	0,94	0,35

Cała grupa badanych kobiet obciąża zdecydowanie bardziej prawą stronę ciała (parametry ATR, AER). Kobiety z mastektomią prawostronną w I próbie uzyskały średnią ocenę Global równą 11,48, podczas gdy kobiety z mastektomią lewostronną w tej samej próbie uzyskały średni wynik 11,99. W próbie II średnia ocena Global dla kobiet z mastektomią prawostronną wynosiła 11,14, zaś dla kobiet z mastektomii lewostronną 13,34 (Tabela 2.) Różnice te nie były istotne statystycznie ( $p>0,05$ ).

Kobiety z mastektomią lewostronną uzyskały gorsze wyniki w porównaniu do kobiet z mastektomią prawostronną, dla parametrów: Global, ATL, AEL, TEL, TRL w próbie I (z protezą). Oznacza to, iż bardziej obciążały one lewą stronę ciała niż kobiety z mastektomią prawostronną. Odwrotnie było w próbie II (bez protezy), w której kobiety z mastektomią lewostronną uzyskały gorsze wyniki dla parametrów: Global, ATR, AEL, AER, TER, TRR, co oznacza, że bardziej obciążały stronę prawą ciała niż kobiety z mastektomią prawostronną.

#### 4.2. Wpływ czasu oraz cech osobniczych

Czas od zabiegu mastektomii

Czas, jaki upłynął od mastektomii, nie korelował z wynikami prób równowagi dynamicznej w grupach kobiet z mastektomią prawostronną jak i lewostronną zarówno w próbie z protezą, jak i bez protezy (Tabela 3).

**Tabela 8. Korelacja wyników oceny GLOBAL z czasem, jaki upłynął od zabiegu (korelacja Spearmana)**

OCENA GLOBAL Grupa badana	Próba I		Próba II	
	R	p	R	p
<b>Kobiety po mastektomii prawostronnej</b>	0,17	0,57	0,1	0,75
<b>Kobiety po mastektomii lewostronnej</b>	-0,16	0,65	0,21	0,53

Wiek badanych

W całej grupie kobiet z protezą wraz z wiekiem rosły parametry (pogarszały się) zwłaszcza po lewej stronie ścieżki (Tabela 4): całkowita powierzchnia obciążenia platformy (ATL), czas reakcji (TRL) i rozszerzony czas (TEL). Wiek kobiet z mastektomią lewostronną wpływał znacząco na pogorszenie równowagi dynamicznej, w przypadku próby bez protezy (korelacja

dotadnia:  $r=0,8$ ,  $p=0,003$ ) i z protezą ( $r=0,7$ ,  $p=0,016$ ). Wiek kobiet z prawostronną mastektomią nie miał wpływu na wynik badania równowagi dynamicznej, w próbie bez protezy i z protezą ( $p>0,05$ ).

**Tabela 9. Korelacja wyników badania z wiekiem badanych kobiet (korelacja Spearmana)**

Grupa badana	Parametr	Próba I		Próba II	
		r	p	r	p
Cała grupa badanych	ATL	0,45	0,02	0,4	0,05
	AEL	0,3	0,13	0,5	0,01
	TEL	0,42	0,04	0,4	0,04
	TRL	0,4	0,05	0,45	0,02
Kobiety po mastektomii lewostronnej	ATL	0,7	0,016	0,8	0,003
	AEL	0,32	0,34	0,73	0,01
	TEL	0,57	0,07	0,67	0,03
	TRL	0,36	0,28	0,6	0,05
Kobiety po mastektomii prawostronnej	ATL	0,22	0,44	0,24	0,41
	AEL	0,28	0,32	0,37	0,19
	TEL	0,27	0,35	0,36	0,21
	TRL	0,44	0,11	0,53	0,05

#### Ograniczenie ruchomości obręczy barkowej

Kobiety po mastektomii mające ograniczenie ruchomości obręczy barkowej po tej samej stronie, w próbie z protezą bardziej obciążały prawą stronę ciała w stosunku do kobiet, które nie miały ograniczenia ruchomości (Tabela 5). Ograniczenie ruchomości obręczy negatywnie wpłynęło na następujące parametry po prawej stronie: całkowita powierzchnia (ATR), rozszerzony czas (TER), czas reakcji (TRR). W próbie bez protezy i z protezą u kobiet z mastektomią prawostronną, jak i lewostronną, nie stwierdzono związku pomiędzy badanymi parametrami równowagi dynamicznej z ograniczeniem ruchomości obręczy barkowej ( $p>0,05$ ).

**Tabela 10. Związek pomiędzy ograniczeniem ruchomości obręczy barkowej a badanymi parametrami równowagi dynamicznej w grupie kobiet po mastektomii prawostronnej i lewostronnej**

Parametr	Mastektomia prawostronna					Mastektomia lewostronna				
	Wartości opisowe					Wartości opisowe				
	[X]	Me	Sd	Z	p	[X]	Me	Sd	Z	p
<b>Global</b>	14,22	16,05	5,85	-1,68	0,09	11,99	11,5	5,86	0,21	0,83
<b>ATL</b>	31,98	14,95	37,1	0,1	0,91	45,22	51,1	31,16	-0,07	0,94
<b>ATR</b>	152,03	162,95	52,54	-2,0	0,04	115,52	96,3	57,27	0,21	0,83
<b>AEL</b>	6,82	1,2	10,15	0,05	0,95	8,8	6,9	8,52	-0,36	0,72
<b>AER</b>	35,9	44,8	20,56	-1,9	0,06	21,9	13,8	22,99	0,21	0,83
<b>TEL</b>	1,78	0,6	2,5	0,05	0,95	2,8	2,8	2,17	0,21	0,83
<b>TER</b>	9,2	10,4	5,03	-2,0	0,04	6,14	5,4	5,41	0,21	0,83
<b>TRL</b>	0,85	0,6	0,97	-0,05	0,95	1,32	1,1	1,21	0,36	0,72
<b>TRR</b>	2,62	2,9	1,26	-2,0	0,44	1,85	1,5	1,27	0,21	0,83

## 5. PODSUMOWANIE I DYSKUSJA

W literaturze można znaleźć szereg prac dotyczących zaburzeń równowagi statycznej bądź też asymetrii związanej z nierównomiernie rozmieszczoną masą ciała wskutek amputacji piersi [3,5,8,14,15]. Jednakże brak jest doniesień o badaniach równowagi dynamicznej, przy zmieniających się warunkach podłoża. Według dostępnej literatury naukowej stwierdza się, iż obręcz barkowa u kobiet po mastektomii jednostronnej wykazuje dużą asymetrię linii barków (łopatka po stronie operacji znajduje się w elewacji) [3,8,14]. Czas, jaki upłynął od zabiegu ma

wpływ na pogorszenie symetrii ustawienia kręgosłupa [5,15,16]. Jednakże niniejsze badanie wykazało, iż nie ma to wpływu na równowagę dynamiczną kobiet po mastektomii.

Ciekawym zjawiskiem jest fakt, iż prawostronna mastektomia bez względu na wiek badanych nie powodowała pogorszenia równowagi dynamicznej, natomiast u kobiet po usunięciu lewego gruczołu piersiowego równowaga dynamiczna znacznie się pogarszała wraz z rosnącym wiekiem pacjentek. Można przypuszczać, iż lewostronna mastektomia w badanej grupie kobiet przyczynia się do zwiększenia korzystania ze strony dominującej ciała (prawej), przez co pośrednio zmniejsza się ruchomość obręczy barkowej po stronie lewej.

W warunkach dynamicznych kobiety po prawostronnej mastektomii z ograniczeniem ruchomości obręczy barkowej bardziej obciążały prawą stronę ciała. Można to wytłumaczyć tym, iż układ mięśniowy poruszający kończyną górną jest zlokalizowany w dużej mierze na ścianach klatki piersiowej i tułowia. Istniejąca blizna powoduje, że skrócone mięśnie stawów obręczy barkowej wykonują nierównomierną pracę izotoniczną, a tym samym wydłuża się czas reakcji na zmianę warunków podłoża.

Pomimo, że dostępna literatura donosi o pozytywnym wpływie noszenia protezy na statykę ciała [1,4], przeprowadzone badania pokazują, iż noszenie protezy nie zmienia reakcji równoważnych w warunkach dynamicznych. Wydaje się też, iż znaczny wpływ na reakcje równoważne i ich czas w tej grupie kobiet ma narząd wzroku i ośrodkowy układ kontroli równowagi ciała. Dzięki zjawisku tensegracji w ciele człowieka, ciągłe napięcie wszystkich połączonych ze sobą struktur pozwala utrzymać ciało człowieka w pozycji pionowej. Pomimo zmian, jakie zachodzą poniżej linii głowy, układ przedsionkowy dąży do tego, aby linia oczu pozostawała była w płaszczyźnie horyzontalnej [14]. Zjawisko to następuje dzięki stałemu napięciu mięśni i struktur powięziowych i umożliwia symetryczne rozłożenia masy ciężaru ciała na obydwu kończynach dolnych.

## 6. WNIOSKI

- 1) Kobiety po mastektomii jednostronnej, niezależnie od operowanej strony ciała, obciążają bardziej prawą stronę ciała.
- 2) Czas, jaki upłynął od zabiegu mastektomii nie miał wpływu na równowagę dynamiczną.
- 3) Ograniczenie ruchomości obręczy barkowej u kobiet po mastektomii prawostronnej wpłynęło negatywnie na równowagę dynamiczną.
- 4) Mastektomia lewostronna w większym stopniu wpływała negatywnie na równowagę dynamiczną, w porównaniu do mastektomii prawostronnej.
- 5) Noszenie protezy piersi nie zmienia reakcji równoważnych w warunkach dynamicznych u kobiet po mastektomii jednostronnej.

## LITERATURA

- [1] Bąk M., Rostkowska E.: Wpływ stosowania protezy piersi podczas snu na postawę ciała u kobiet po mastektomii. *Fizjoterapia*. vol. 4, 2000, s. 11-15.
- [2] Czerniak U., Demuth A., et al.: Body fat and quality of life in women treated for breast cancer. *Studies in Physical Culture & Tourism*, vol. 19(1), 2012.
- [3] Drzał-Grabiec J., Rachwał M., Walicka-Cupryś K.: Postawa ciała kobiet o mastektomii. *Onkol. Pol.*, vol.16(1), 2013, s. 11-15.
- [4] Hawro R., Będenek M., Pudeko M.: Wczesna pooperacyjna fizjoterapia po doszczętnym leczeniu raka gruczołu piersiowego. An early postoperative physiotherapy following mastectomy. *Fizjoterapia*, vol. 1, 1999, p. 12-17.
- [5] Hojan K., Manikowska F., Milinska-Glura M., et al.: The impact of external breast prosthesis on the gait parameters of women after mastectomy. *Cancer Nurs*, vol. 1, 2013.

- [6] Hyodo M., Saito M., Ushiba J., et al.: Anticipatory postural adjustments contribute to age-related changes in compensatory steps associated with unilateral perturbations. *Gait Posture*, vol. 36(3), 2012, p. 625-30.
- [7] Janusz W. Błaszczyk, Czerwos L.: Stabilność posturalna w procesie starzenia, *Gerontologia Polska 2005*, tom 13, nr 1, s. 37-47.
- [8] Karczewska E., Szlachta P., Pytka K. i wsp: Kinesio Taping Method in the asymmetry treatment of the shoulder girdle in women after mastectomy – a pilot study. *European Journal of Medical Technologies*, vol. 1(10), 2016, p. 37-43.
- [9] Kostiukow A. K.: Koordynacja wzrokowo-ruchowa po utracie funkcji kończyny górnej dominującej, UM w Poznaniu, Wydział Nauk o Zdrowiu, Praca doktorska, Poznań, 2010.
- [10] Milko M.: Parametry równowagi ciała u osób z chorobą dyskową części lędźwiowej kręgosłupa. UM w Poznaniu, Katedra i Klinika Rehabilitacji, Rozprawa doktorska, Poznań, 2012.
- [11] Musiał Z., Senddecka W., Zalewska-Puchała J.: Jakość życia kobiet po mastektomii. *Problemy Pielęgniarstwa*, vol. 21(1), 2013, s. 38-46.
- [12] Nissen M.J., Shapiro A., Swenson K.K.: Changes in Weight and Body Composition in Women Receiving Chemotherapy for Breast Cancer. *Clin Breast Cancer*, vol. 11(1), 2011, p. 52-60.
- [13] Potthof K., Schmidt M.E., Wiskemann J., et al.: Randomized controlled trail to evaluate the effects of progressive resistance training compared to progresive muscle relaxation in breast cancer patients undergoing adjuvant radiotherapy: the BEST study. *BMC Cancer*, vol. 13(1), 2013, p. 162.
- [14] Rachwał M., Drzał-Grabiec J., Walicka-Cupryś K., Truszczyńska A.: Kontrola równowagi statycznej kobiet po amputacji piersi, wpływ narządu wzroku na jakość odpowiedzi narządu równowagi. *Postępy Rehabilitacji*, vol. 3, 2013, s. 13-20.
- [15] Shamley D., Lascurain-Aguirrebena I., Oskrochi R.: Clinical anatomy of the shoulder after treatment for breast cancer. *Clin. Anat.*, 2013, n/a doi:1002/ca.22267.
- [16] Smitten k SB von.: The impact of adjuvant radiotherapy and cytotoxic chemotherapy on the outcome of immediate breast reconstruction by tissue expansion after mastectomy for breast cancer. *Eur J Surg Oncol.*, vol. 18(2), 1992, p. 119-23
- [17] Starosta W.: Koordynacja ruchowa człowieka. W: Osiński W. (red.): *Motoryczność człowieka - jej struktura, zmienność i uwarunkowania*. Monografie, Podręczniki, Skrypty, 310, AWF Poznań, 1996.

## **EVALUATION OF THE DYNAMIC BALANCE IN WOMEN AFTER UNILATERAL MASTECTOMY AND EXTERNAL BREAST PROSTHESIS – A PILOT STUDY**

**Abstract:** The aim of the study was to determine whether external prosthesis in the form of bra silicone inserts affects the dynamic balance in women after unilateral mastectomy. The study group was 30 women after unilateral mastectomy, in age between 40-73 years (average age was  $57,5 \pm 8,4$ ), average time from operation was  $6,5 \pm 5,0$  y. To explore the dynamic balance, the balance platform „Libra” (Easytech) was used. Results: the study showed that the period of wearing of the prosthesis had no impact on dynamic balance in women after mastectomy, whereas patients` age and limited mobility of the shoulder girdle was of considerable significance to balance responses.



**Dominik KOWALCZYKOWSKI<sup>1</sup>, Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK<sup>2</sup>,  
Andrzej BIENIEK<sup>2</sup>, Piotr WODARSKI<sup>2</sup>**

Koło Naukowe „BIOKRETYWNI”, Politechnika Śląska  
Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

## **WYZNACZANIE WPLYWU ZABURZEŃ WIZUALNYCH NA ZDOLNOŚĆ UTRZYMANIA RÓWNOWAGI**

**Streszczenie:** Ocena wpływu zaburzeń wizualnych na zdolność utrzymywania równowagi może stanowić niezwykle cenny aspekt w kontekście zastosowania Technologii Wirtualnej Rzeczywistości w procesie rehabilitacji. Artykuł porusza zagadnienia związane z metodyką określania wpływu zaburzeń wizualnych na zdolności utrzymania równowagi. W ramach badań wyznaczono wielkości stabilograficzne takie jak: długość ścieżki w osi strzałkowej oraz w osi poprzecznej, pole deltoиду wyznaczonego przez COP, a także stosunek przekątnej deltoиду w osi strzałkowej do przekątnej deltoиду w osi poprzecznej, podczas badań, gdy na osobę badaną nie działały żadne zaburzenia wizualne oraz gdy osoba badana była poddawana wybranym zaburzeniom. Wyniki pozwalają na przeprowadzenie dyskusji w zakresie oceny wpływu zadawanych bodźców wizualnych na wyznaczone wielkości.

**Słowa kluczowe:** stabilografia, granica stabilności, posturografia, wirtualna rzeczywistość

### **1. WSTĘP**

Każdy człowiek posiada własną, indywidualną granicę stabilności, tj. takie wychylenie COP w dowolnym kierunku, z którego powrót do naturalnej postawy odbywa się bez odrywania stóp od podłoża. Aby wyznaczyć granicę stabilności rejestruje się maksymalne wychylenia w osi strzałkowej oraz poprzecznej w obu kierunkach. Następnie na podstawie otrzymanych punktów wyznacza się odległości pomiędzy maksymalnymi wychyleniami. Tak otrzymane wyniki służą do oceny granicy stabilności. Badania stabilograficzne obejmują rejestrację oraz analizę sił nacisku stóp osoby badanej na płaszczyznę platformy stabilograficznej [1]. Badania te można wykorzystywać np. do oceny postępów rehabilitacji osób po endoprotezoplastyce stawu biodrowego, analizując czy osoba badana w równym stopniu obciąża stronę, po której był wymieniany staw biodrowy jak i stronę zdrową [2]. Człowiek odczuwa zmiany położenia swojego ciała poprzez tzw. czucie głębokie, błędnik, dotyk czy wzrok [1]. Ocena wpływu udziału każdego z tych zmysłów na prawidłowość utrzymywania równowagi jest niezwykle trudna, czasem wręcz niemożliwa, gdyż trudno wygenerować bodziec oddziałujący wyłącznie na jeden z tych zmysłów. Najłatwiej jest stymulować zmysł wzroku częściowo odseparowując

pacjenta od zewnętrznych bodźców np. poprzez założenie okularów 3D lub umiejscowienie osoby badanej w Systemie Wirtualnej Jaskini 3D.

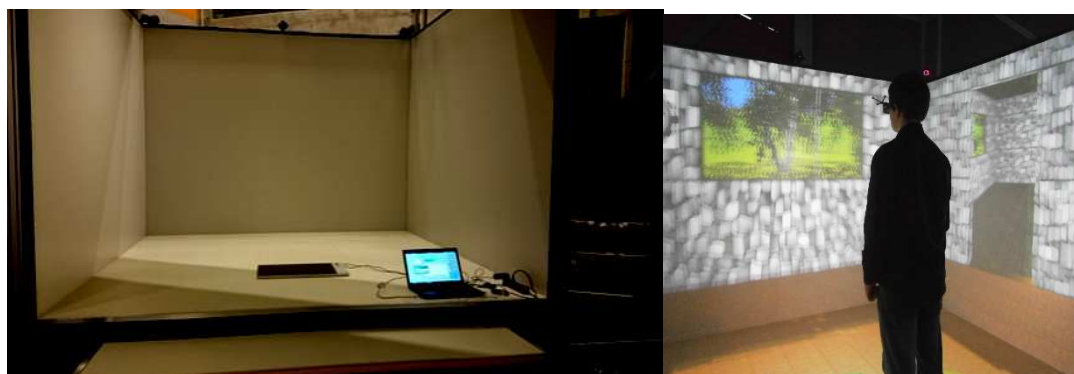
Celem przeprowadzonych badań była ocena wpływu zaburzeń wizualnych na zdolność utrzymania równowagi człowieka, gdzie zdolność tą oceniano na podstawie mierzalnych wielkości stabilograficznych, takich jak maksymalne wychylenia w środka nacisku w osi strzałkowej i poprzecznej oraz wartości długości ścieżki wyznaczanej przez ruch COP podczas badania.

## 2. METODYKA BADAŃ

Badaniu poddano grupę 27 studentów w wieku od 19-23 lat. Wszystkie osoby badane były zdrowe, nie stwierdzono u nich żadnych dysfunkcji w obrębie układu szkieletowego, mięśniowego, nerwowego czy wzrokowego. Stanowisko pomiarowe (Rys. 2) składało się z: platformy stabilograficznej ZEBRIS FDM-S (Rys. 1) oraz komputera. Osoba badana miała za zadanie wejść bez butów na platformę stabilograficzną, następnie wychylić się maksymalnie w osi strzałkowej oraz w osi poprzecznej dla obu kierunków bez odrywania stóp od podłoża. Takie wychwiania były wykonywane dla 6 różnych prób.



Rys.1. Platforma stabilograficzna



Rys. 2. Stanowisko pomiarowe i przebieg badań

Podczas przeprowadzonych pomiarów, dla każdej osoby badanej zostały wyznaczone maksymalne wychylenia COP w przód, w tył oraz na boki. Na podstawie otrzymanych wyników wyznaczono odległość pomiędzy maksymalnymi wychyleniami zarówno w osi X jak i Y. Oś X- są to wychylenia w osi poprzecznej, oś Y- wychylenia w osi strzałkowej. Następnie na podstawie tych parametrów zostało wyznaczone pole powierzchni wyznaczonego deltoidu oraz stosunek odległości pomiędzy maksymalnymi wychyleniami w osi strzałkowej oraz

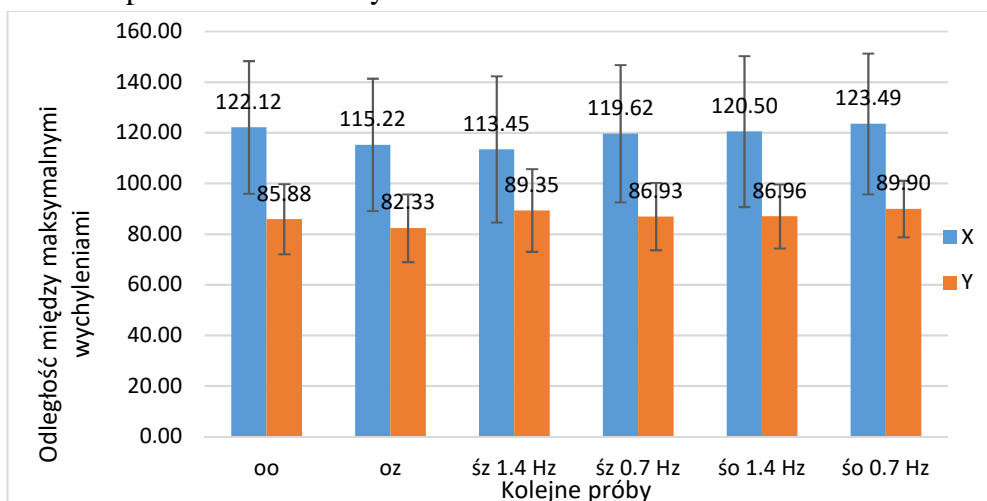
poprzecznej. Dzięki temu parametrowi, możliwe było określenie długości boków deltoиду, co z kolei obrazuje w jakim kierunku osoby badane cechują się większą granicą stabilności. W następnym kroku na prezentowanej scenierii wywołano zaburzenia wizualne i powtórzono wszystkie pomiary. Zaburzeniami wizualnymi były oscylacje symulowanego obrazu w jaskini wirtualnej rzeczywistości. Symulowano dwa rodzaje środowisk: zamknięte oraz otwarte, natomiast oscylacje miały częstotliwość 1.4 Hz oraz 0.7 Hz dla obu środowisk. Badanie obejmowało pomiar odległości pomiędzy maksymalnymi wychyleniami położenia COP (Center of Pressure) osoby badanej w osi strzałkowej oraz osi poprzecznej, dla oczu otwartych, zamkniętych, a także dla symulowanych środowisk i częstotliwości.

W celu obliczenia parametrów istotnych statystycznie, podobnie jak w innych pracach traktujących o stabilności, przeprowadzono analizę statystyczną otrzymanych wyników wielkości stabilograficznych w programie Statistica 12.5 [3,4]. W pierwszej kolejności wykonano test normalności sprawdzający czy otrzymane wartości posiadają rozkład normalny dla długości ścieżki pomiędzy maksymalnymi wychyleniami w osi strzałkowej oraz osi poprzecznej, pola wykreślonego deltoиду przez maksymalne wartości odległości między maksymalnymi wychyleniami w osi strzałkowej oraz osi poprzecznej, oraz stosunku odległości między maksymalnymi wychyleniami w osi strzałkowej oraz osi poprzecznej dla wszystkich 6 warunków tj. oczu otwartych, oczu zamkniętych, środowiska zamkniętego oraz otwartego z zaburzeniami o częstotliwości 1.4 Hz oraz 0.7 Hz dla każdego ze środowisk.

Wyniki tego testu zdeterminowały wybór kolejnego testu jakim był test kolejności par Wilcoxon. Wykonanie testu Wilcoxon pozwoliło na porównanie wyników otrzymanych w próbie dla oczu otwartych z wynikami dla prób przeprowadzonych z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości tj. symulowanych zaburzeń dla dwóch opisanych środowisk. Przy pomocy tego testu można oceniać, czy pomiędzy próbami występują różnice istotne statystycznie.

### 3. WYNIKI

Wyniki stanowią średnie wartości długości ścieżki dla wychyleń w osi strzałkowej oraz poprzecznej dla każdej z 6 prób dla badań z zaburzeniami wizualnymi w różnych scenieriach. Wyniki zbiorczo przedstawiono na rys. 3.



Rys. 3 Zestawienie średnich wartości długości ścieżki dla wychyleń w osi strzałkowej (X) oraz poprzecznej (Y)

Legenda:

- oo - pomiar prowadzony przy oczach otwartych osoby badanej,
- oz - pomiar prowadzony przy oczach zamkniętych osoby badanej,
- śz 1.4 - pomiar prowadzony dla symulowanego środowiska zamkniętego, generowane zaburzenia o częstotliwości 1.4 Hz,
- śz 0.7 - pomiar prowadzony dla symulowanego środowiska zamkniętego, generowane zaburzenia o częstotliwości 0.7 Hz,
- śo 1.4 - pomiar prowadzony dla symulowanego środowiska otwartego, generowane zaburzenia o częstotliwości 1.4 Hz,
- śo 0.7 - pomiar prowadzony dla symulowanego środowiska otwartego, generowane zaburzenia o częstotliwości 0.7 Hz.

Wyniki testu Wilcoxona, który pozwala na sprawdzenie czy pomiędzy określonymi danymi występują istotne różnice statystyczne przedstawiono w tabeli 1 i tabeli 2.

**Tabela 1. Zestawienie wyników testu Wilcoxona dla wartości odległości między maksymalnymi wychyleniami w osi poprzecznej**

Para zmiennych	N-ważnych	T	Z	p
oo & oz	27	83,00	2,5400	0,0100
oo & śz 1.4	27	57,00	3,1700	0,0015
oo & śz 0.7	27	151,00	0,9129	0,3612
oo & śo 1.4	27	165,00	0,5766	0,5642
oo & śo 0.7	27	175,00	0,3363	0,7366

**Tabela 2. Zestawienie wyników testu Wilcoxona dla wartości odległości między maksymalnymi wychyleniami w osi strzałkowej**

Para zmiennych	N-ważnych	T	Z	p
oo & oz	27	92,00	2,3304	0,0197
oo & śz 1.4	27	109,00	1,9220	0,0546
oo & śz 0.7	27	179,00	0,2402	0,8101
oo & śo 1.4	27	167,00	0,5285	0,5971
oo & śo 0.7	27	110,00	1,8979	0,0577

#### 4. DYSKUSJA WYNIKÓW I WNIOSKI

Na podstawie wykresu na rys. 3 można zauważyć, że osoby z grupy badanej cechowały się większą stabilnością w osi poprzecznej (wychylenia COP w prawo i w lewo) niż w osi strzałkowej (wychylenia COP w przód i w tył) dla wszystkich przeprowadzanych pomiarów podobnie jak u [5][6]. Wprowadzenie zaburzeń wizualnych nie wpłynęło na zmianę wartości wychyleń w osi poprzecznej. Nieco inną sytuację odnotowano dla osi podłużnej. Wywołanie zaburzeń wizualnych dla częstotliwości 1,4Hz wpłynęło na obniżenie stabilności, szczególnie

dla scenerii zamkniętej. Dla scenerii tej średnie wychylenia są zbliżone dla wartości uzyskanych dla oczu zamkniętych, gdzie uzyskane średnie były najmniejsze.

Analiza statystyczna wskazuje, że na podstawie uzyskanych wyników (Tab. 1, 2) podczas przeprowadzonego testu Wilcoxon, można zauważyć, że pomiędzy kilkoma parami zmiennych występują różnice istotne statystycznie. Takimi parami zmiennych dla wychyleń w osi poprzecznej jest para oo & oz oraz oo & sz 1.4. W obu tych przypadkach wartość parametru „p” jest znacznie mniejsza od granicznej wartości 0,05.

Dla wychyleń w osi strzałkowej jedyną parą, dla której występują różnice istotne statystycznie jest para oo & oz.

Na podstawie przeprowadzonych badań, analiz następnie wygenerowanych wykresów oraz analizy statystycznej można stwierdzić, że nie wszystkie opisywane zaburzenia wizualne mają wpływ na zdolności utrzymania równowagi. Podobnych wniosków dostarczają badania Mary Young i współ. [7] oraz McAndrew i współ. [8]. Różnice w długości ścieżki dla wychyleń w osi poprzecznej i strzałkowej pomiędzy próbą z oczami otwartymi, a próbą sz 0.7, so 1.4, so 0.7 dla obu przypadków są zbyt małe, aby móc stwierdzić, że zaburzenia te mają wpływ na stabilność człowieka. Wskazują na to średnie wartości zamieszczone na rysunku nr. 3. Największymi różnicami w długości ścieżki pomiędzy maksymalnymi wychyleniami dla obu kierunków cechuje się para oo & oz oraz oo & sz 1.4. Różnice w otrzymanych wynikach są wystarczające, aby móc stwierdzić, że generowane zaburzenia wizualne o konkretnej amplitudzie oraz odpowiednie symulowane środowisko mają wpływ na stabilność człowieka. Zatem nie można jednoznacznie stwierdzić, czy zaburzenia wizualne wpływają na stabilność człowieka czy też nie.

Przeprowadzone badania posiadają charakter pilotażowy, gdyż poddana badaniom grupa nie była wystarczająco liczna, aby móc w pełni odpowiedzieć na postawione we wstępie pytanie. Należałoby przebadać grupę kilku krotnie liczniejszą charakteryzującą się większą różnorodnością pod względem wieku i stanu zdrowia.

Bardzo ciekawe badania opisali w swojej pracy Mańkowski R. i współ. [4]. Autorzy badali wpływ wibracji punktowej przyłożonej do mięśnia GA na parametry stabilograficzne postawy stojącej. Wyniki zamieszczone w pracy wyżej wymienionych autorów informują o tym, że wibracje przyłożone punktowo nie wpływają na parametry stabilograficzne człowieka co może korelować z otrzymanymi w niniejszej pracy wynikami.

Na podstawie wyników własnych badań oraz wyników badań Mańkowskiego R. i współ., można wysunąć hipotezę, że czynniki zewnętrzne w postaci zaburzeń wizualnych oraz zaburzeń mechanicznych nie wpływają znacząco na parametry stabilograficzne człowieka.

## LITERATURA

- [1] Michnik R., Jurkojć J., Wodarski P., Gzik M., Jochymczyk-Woźniak K., Bieniek A.: The influence of frequency of visual disorders on stabilographic parameters. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 18(1), 2016, p. 25-33.
- [2] Janusz W. Błaszczuk, Czerwosch L.: Stabilność posturalna w procesie starzenia. Gerontologia Polska, tom 13, nr 1, 2005, s. 37-47.
- [3] Wątroba J.: Wspomaganie statystycznej analizy wyników badań empirycznych, StatSoft Polska 2009.

- [4] Mańkowski R., Koźlik A.: Wpływ wibracji punktowej na parametry stabilograficzne postawy stojącej. *Aktualne Problemy Biomechaniki, Zeszyt nr 2*, 2008, s. 99-104.
- [5] Kasse C., Santana G., Scharlach R., Gazzola J., Barreiro Branco F., Doná F.: Results from the Balance Rehabilitation Unit in Benign Paroxysmal Positional Vertigo, *Braz J Otorhinolaryngol.*, vol. 76(5), 2010, p. 623-9.
- [6] Kessler N., Malavasi Ganança M., Freitas Ganança C., Freitas Ganança F., Chiogna Lopes S., Paula Serra A., Helena Caovilla H.: Balance Rehabilitation Unit (BRUTM) posturography in relapsing-remitting multiple sclerosis. *Arq Neuropsiquiatr*, vol. 69(3), 2011, p. 485-490.
- [7] Mary Young P.: Dynamic stability of human walking during perturbations and voluntary gait changes, Ph.D. Thesis, The University of Texas at Austin, May 2011.
- [8] McAndrew P., Dingwell J, Wilken J: Walking variability during continuous pseudo-random oscillations of the support surface and visual field, *J Biomech*, No. 28, vol. 43(8), 2010, p. 1470-1475.

## **DETERMINING OF A IMPACT OF VISUAL DISTURBANCES ON STABILITY OF BALANCE**

**Abstract:** Determination of impact of visual disorders on stabilographic of human body make very important aspect according to using of Virtual Reality Technology in medicine. This article present results of determining of a impact of visual disturbances on stability of balance. During the study stabilographic parameters such as: path length in the sagittal axis and a transverse axis, the deltoid field defined by the COP as well as the diagonal point of the deltoid in the sagittal axis to the diagonal of the deltoid in the transverse axis were determined. The study was done with and without visual stimuli. The results allow for discussions on the assessment of the influence of visual stimuli on the determined values.

Katarzyna MIKOŁAJCZYK<sup>1</sup>, Patryk SIEMIANOWSKI<sup>2</sup>, Piotr DYWEL<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Koło Naukowe „BioMed”, Zakład Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. J. Śniadeckich, Bydgoszcz

<sup>2</sup>Zakład Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. J. Śniadeckich, Bydgoszcz

## WPŁYW AKTYWNOŚCI FIZYCZNEJ I KOLOROWANIA NA ŚREDNI POZIOM FAL MÓZGOWYCH W TRAKCIE UCZENIA SIĘ

**Streszczenie:** W artykule został przedstawiony wpływ wybranych aktywności fizycznych oraz kolorowania na średni poziom fal mózgowych (wysoka alfa, wysoka beta, niska gamma). W badaniu obejmującym trzydzieści osób pokazano, że nie można wykazać jednoznacznie pozytywnego wpływu ćwiczeń fizycznych - 37%, w przeciwieństwie do kolorowania - 80%, na proces nauczania. Dodatkowo pokazano, że w grupie badanych osób, średni poziom fal mózgowych związanych z procesem uczenia się – nauczania był najniższy na początku, a najwyższy na końcu prowadzonego badania. Może to sugerować pozytywny wpływ aktywności dodatkowych na efektywność procesu uczenia się- nauczania.

**Słowa kluczowe:** EEG, fale mózgowie, kolorowanie, aktywność fizyczna, proces uczenia się – nauczania, NeuroSky, eeg ID

### 1. WSTĘP

Każda aktywność człowieka bezpośrednio łączy się z pracą mózgu. Inne sygnały są przesyłane, gdy się uczymy, inne, gdy coś planujemy, a zupełnie inne w trakcie aktywności fizycznej.

W niniejszym artykule zostanie w szczególności rozważony proces uczenia się – nauczania oraz wpływ określonej aktywności fizycznej i kolorowania na średni poziom fal mózgowych.

Istnieje wiele czynników wpływających na proces uczenia się – nauczania. Są to między innymi: wiek, kreatywność, pamięć, czynniki rozwojowe, czy pochodzenie społeczne. Jednak do najważniejszych należą: uwaga, motywacja i emocje. Są one powiązane z pracą mózgu, a w szczególności z takimi falami jak: wysoka alfa, wysoka beta i niska gamma. Jednocześnie to właśnie te fale odpowiadają za efektywność procesu uczenia się- nauczania. Co więcej szacuje się, że około 10% społeczeństwa ma udokumentowane problemy z przyswajaniem wiedzy [5, 6].

To ważne, aby znać wpływ poszczególnych aktywności na pracę mózgu, można w ten sposób znacząco usprawnić proces uczenia się – nauczania, który właściwie ma wpływ na każdy obszar życia człowieka.

## 2. MATERIAŁ I METODA

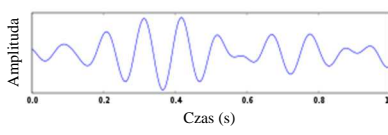
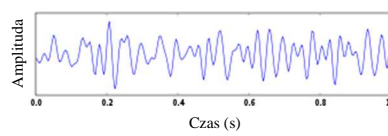
### 2.1. Podstawy teoretyczne

Zarówno proces uczenia się – nauczania, jak i EEG (elektroencefalografia) nierozdzielnie związane są z tą samą strukturą ciała człowieka, czyli mózgiem. To tam przebiega proces zapamiętywania i stamtąd odtwarzane są wszystkie zdobyte informacje. EEG jako badanie polegające na rejestracji sygnałów generowanych w czasie pracy mózgu tym bardziej nie mogłoby bez niego istnieć. Oznacza to, że zasadne, do przeprowadzenia badania, staje się użycie jednodowodzeniowego EEG (elektroencefalografu) w postaci urządzenia NeuroSky (elektroda pomiarowa na czole, elektroda zerowa na uchu).

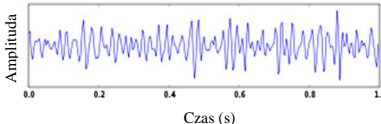
Jeśli jest coś, co wyróżnia człowieka, to jest to właśnie umiejętność uczenia się. Uczymy się przez całe życie, na podstawie zdobytego doświadczenia. Jak przedstawiono w *Fizjologii*, uczenie się to nabywanie informacji pozwalających na zmianę zachowania, a pamięć to zdolność do zatrzymywania i przechowywania tych informacji [4]. Wszystko to czyni proces uczenia się – nauczania bardzo ciekawym polem do prowadzenia badań.

Żadne badanie nie byłoby jednak możliwe bez zapoznania się z charakterystyką trzech podstawowych fal związanych z procesem uczenia się – nauczania. Charakterystykę taką przedstawia tabela 1.

Tabela 1. Charakterystyka fal: alfa, beta i gamma, na podstawie [2, 3, 7]

Fala	Charakterystyka – opis	Przebieg - zapis EEG [1s]
alfa	<ul style="list-style-type: none"> <li>• częstotliwość: 8-12 Hz;</li> <li>• częstotliwość dominująca u osób dorosłych (przy zamkniętych oczach);</li> <li>• rejestrowana w trakcie niektórych rodzajów medytacji;</li> <li>• wysoka alfa (12Hz) może korelować ze stanem czujnej, szerokiej świadomości;</li> <li>• stan gotowości do nauki – skupienia się;</li> <li>• może dawać korzyści w czasie zdobywania nowych informacji;</li> <li>• zbyt niska wartość związana jest ze słabą motywacją, zbyt wysoka z zaburzeniami koncentracji.</li> </ul>	
beta	<ul style="list-style-type: none"> <li>• częstotliwość: 12-36 Hz;</li> <li>• niska (SMR, do 20Hz) koreluje z aktywnością poznawczą charakterystyczną dla aktywnego rozwiązywania problemów;</li> <li>• związana m. in. z emocjonalną intensywnością przeżyć (w tym z lękiem);</li> <li>• zbyt niska świadczy o deficycie uwagi, zbyt wysoka o problemach z koncentracją;</li> <li>• średnia (Beta1) jest związana ze świadomym, intensywnym wysiłkiem umysłowym;</li> <li>• zbyt niski poziom (Beta1) świadczy o deficytach intelektualnych i/lub zaburzeniach koncentracji uwagi;</li> </ul>	



	<ul style="list-style-type: none"> <li>• najwyższa (Beta2) występuje w stanach związanych z niepokojem oraz stresem (występuje również w PTSD).</li> </ul>	
gamma	<ul style="list-style-type: none"> <li>• częstotliwość: 38-42 Hz;</li> <li>• aktywność poznawcza powiązana z uwagą, myśleniem, procesami skojarzeniowymi;</li> <li>• jej zwiększenie może się przyczynić do zmniejszenia zaburzeń procesu uczenia;</li> <li>• aktywność tę można również zaobserwować podczas korygowania równowagi;</li> <li>• wzmacnia pamięć krótkotrwałą;</li> <li>• uczestniczy w przetwarzaniu poznawczym, utrwalaniu informacji;</li> <li>• w niższym zakresie częstotliwości związana z uczeniem, mentalną ostrością, pamięcią, efektywnym rozwiązywaniem problemów;</li> <li>• w wyższym zakresie częstotliwości związana ze słyszeniem, czytaniem, mówieniem.</li> </ul>	

## 2.2. Badanie

Case study – studium przypadku, część większego projektu jako badanie wstępne zostało przeprowadzone przy użyciu EEG, jakim jest NeuroSky. i miało na celu określenie wpływu kolorowania i ćwiczeń fizycznych na średni poziom fal mózgowych. Ćwiczenia fizyczne zostały odpowiednio dobrane, aby zminimalizować ruchy głowy. Zbyt duży zakres ruchów w obrębie głowy wprowadzał bowiem artefakty do badania. Badanie odbyło się w dzień wolny od zajęć dydaktycznych w laboratorium badawczym UTP, które charakteryzuje się niskim wpływem zakłóceń elektromagnetycznych, oświetleniem 300 lx i hałasem na poziomie ok. 30 dB.

Badaniu zostało poddanych trzydzieści osób w wieku 16- 25 lat, każda z nich trzykrotnie. Wszystkie tury badań zostały podzielone na pięć odrębnych części, po 15 minut. Pierwszą, trzecią i ostatnią część stanowiła nauka słówek z języka angielskiego. Przebiegała ona w dowolnej, wygodnej dla badanego pozycji. Drugą częścią było kolorowanie – przykładowe zadanie przedstawiono na rys. 1, a czwartą ćwiczenia fizyczne. Kolorowanie dotyczyło szczegółowych obrazów, dobór kolorów pozostawiono osobie badanej. Kolejność części podyktowana została chęcią zbadania pracy mózgu podczas nauki (bez wcześniejszej stymulacji) oraz po każdym z dwóch typów stymulacji.



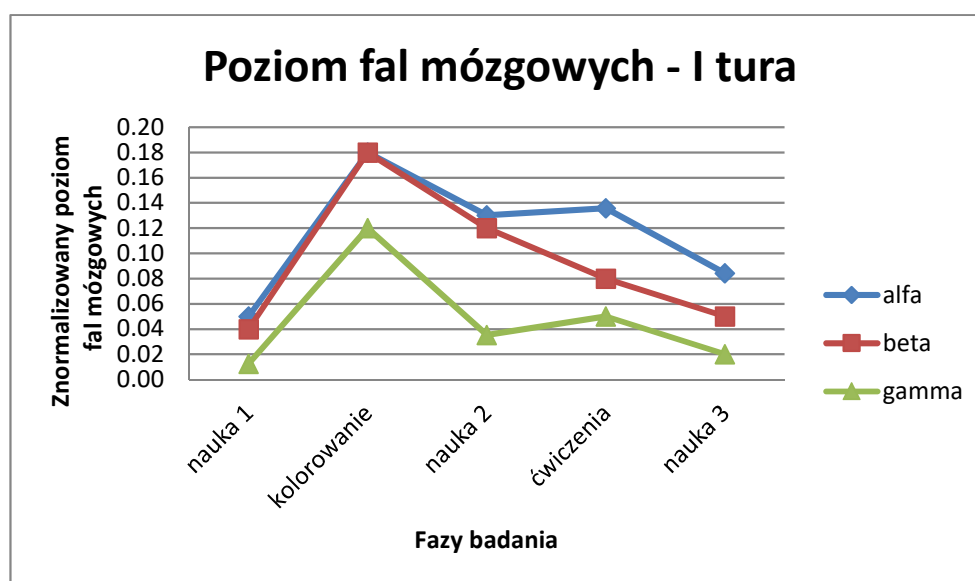
Rys. 1. Przykładowe zadanie dla drugiej części badania – kolorowania

Pomiar EEG (wg. Standardów Międzynarodowego Towarzystwa EEG) trwał 75 minut [1]. Układ pomiarowy obejmował urządzenie NeuroSky (elektroda pomiarowa i elektroda zerowa) połączone bezprzewodowo z telefonem komórkowym z systemem Android. Dane (w wersji liczbowej) zebrane zostały przy pomocy aplikacji eegID. Wykorzystanie oprogramowania związanego z urządzeniem pozwoliło również na odrzucenie pomiarów związanych z artefaktami pochodzenia biologicznego oraz sprzętowego. Dodatkowo pojawienie się potencjalnych artefaktów sprzętowych wyeliminowano dzięki przeprowadzaniu badania w specjalnie przystosowanym, pozbawionym potencjalnego oddziaływania urządzeń, laboratorium, zgodnie z zaleceniami Międzynarodowego Towarzystwa EEG [1]. Prezentowane wyniki badania opracowano przy użyciu oprogramowania MS Office Excel.

### 3. WYNIKI I DYSKUSJA

Średni poziom fal mózgowych poszczególnych aktywności dla osób badanych przedstawiono na wykresach – rys. 2, 3 i 4 w znormalizowanej skali. Średnie poziomy fal alfa i gamma mają podobną charakterystykę – najpierw rosną, potem maleją, następnie znowu rosną i po raz kolejny maleją. Fala beta ma nieco odmienny przebieg – w pierwszym etapie rośnie, ale następnie dla kolejnych trzech etapów maleje. Wynika z tego, że porównując średni poziom fal mózgowych dla poszczególnych faz nauki najpierw on wzrasta, później maleje.

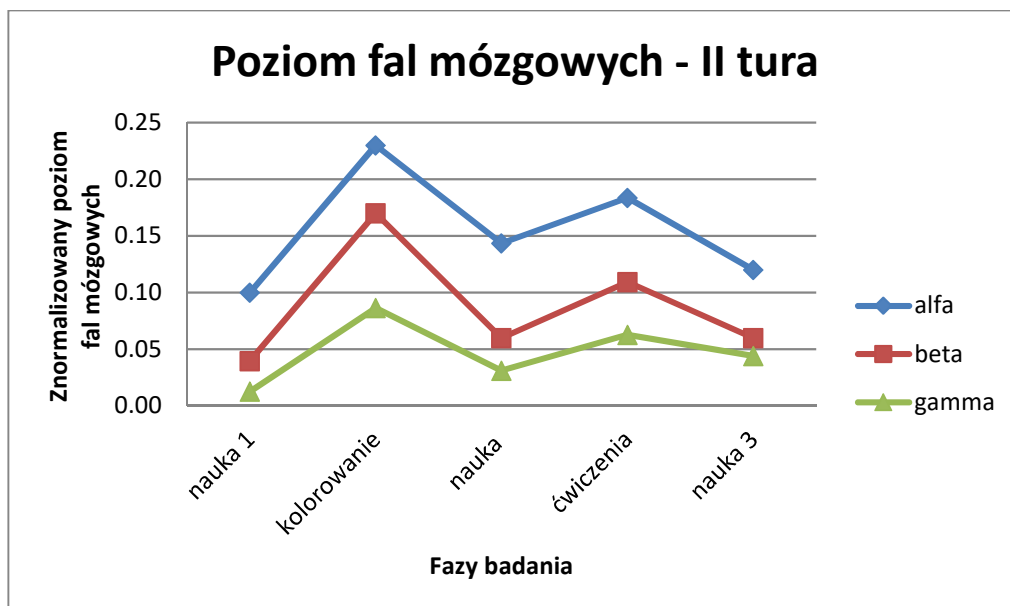
Warto jednak zauważyć, że bezwzględny poziom wszystkich fal jest wyższy w trzecim etapie nauki, niż w pierwszym.



Rys. 2. Poziom fal mózgowych – pierwsza tura badania

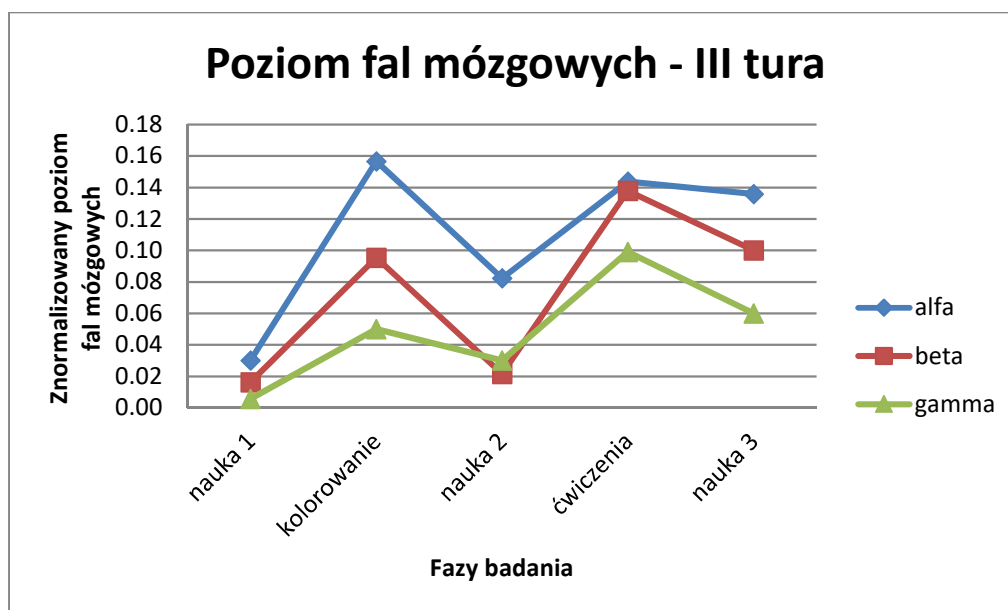
Na kolejnym wykresie – rys. 3 zaprezentowane zostały średnie poziomy fal mózgowych dla drugiej tury badania. Wszystkie trzy fale wykazują podobny przebieg – wzrastają, maleją, wzrastają i maleją. Wszystkie charakteryzują się również wyższym poziomem podczas trzeciego etapu nauki niż podczas pierwszego.

Charakterystyka wykresu dla trzeciej tury badania została przedstawiona na rys. 4. Można zaobserwować, że średnie poziomy wszystkich fal mają podobną charakterystykę – są niskie podczas pierwszego etapu nauki, wzrastają podczas kolorowania, następnie maleją podczas drugiego etapu nauki, rosną w czasie wykonywania ćwiczeń fizycznych i po raz kolejny maleją podczas trzeciego etapu nauki.



Rys. 3. Poziom fal mózgowych – druga tura badania

Warto również zauważyć, że mimo, iż średnia wartość fal dla procesu nauki jest niższa niż dla pozostałych aktywności, to porównując między sobą poziomy dla poszczególnych etapów ich średnia wartość wzrasta.



Rys. 4. Poziom fal mózgowych- trzecia tura badania

Porównując wykresy wszystkich charakterystyk dla trzech tur badania można zauważyć, że:

- fala alfa wykazuje podobny przebieg we wszystkich turach ( $\uparrow\downarrow\downarrow$ );
- fala beta wykazuje podobny przebieg we wszystkich turach na dwóch pierwszych etapach ( $\uparrow\downarrow$ ), a na kolejnych dwóch dla jednej tury ( $\downarrow\downarrow$ ), dla dwóch tur ( $\uparrow\downarrow$ );
- fala gamma wykazuje podobny przebieg dla wszystkich tur badania ( $\uparrow\downarrow\downarrow$ ).

Ponadto, dla poszczególnych etapów nauki, fale wykazują podobną charakterystykę ( $\uparrow\downarrow$ ) dla dwóch tur i odmienną ( $\uparrow\uparrow$ ) dla trzeciej. Może to wynikać z motywacji do nauki bądź zestawu wyrazów w języku angielskim. Ważna obserwacja dotyczy wzrostu średniego poziomu

fal mózgowych we wszystkich turach po etapie kolorowania. Może to oznaczać, że taka aktywność w dużym stopniu pobudza mózg do aktywności edukacyjnej. Dodatkowym argumentem potwierdzającym pozytywny wpływ „kolorów” na naukę człowieka są badania przeprowadzone przez M. Sowałę, A. Niewiadomską oraz A. Nawrocką. Ich wyniki pokazują, że człowiek najwięcej zapamiętuje, gdy uczy się z jasnozielonej/ miętowej kartki i używa pomarańczowego zakreslacza [8].

Najważniejszy wniosek wynikający z powyższych obserwacji dotyczy faktu, że średni poziom fal mózgowych jest wyższy na końcu badania, niż na początku. Potencjalnie świadczyć to może o korzyściach wynikających z zastosowania aktywności typu kolorowanie lub ćwiczenia fizyczne przed nauką. Być może pozwala to na pobudzenie mózgu do działania, dzięki czemu sam proces uczenia staje się bardziej efektywny.

#### 4. PODSUMOWANIE

Lepsza wiedza na temat wpływu niektórych aktywności na proces uczenia się- nauczania może pozwolić na zwiększenie jego efektywności. W tym celu zakładane jest przeprowadzenie dodatkowych, bardziej pogłębionych badań na większej i bardziej zróżnicowanej grupie osób, a także porównanie wyników pomiędzy grupami osób odpowiednio korzystających i niekorzystających z treningu neurofeedback.

#### LITERATURA

- [1] Brzostek-Pawłowska J.: Zastosowania standardów e-learningu w inteligentnych systemach informacyjnych, [w:] Elektronika, nr 4, Warszawa 2010.
- [2] Buzan T.: Genialna pamięć. Wydawnictwo AHA, Łódź 2007, s. 34-39.
- [3] Charakterystyka fal mózgowych, [www.nagraniahipnotyczne.pl](http://www.nagraniahipnotyczne.pl) (12.10.2016).
- [4] Ganong W.: Fizjologia. Wydawnictwo lekarskie PZWL, Warszawa 2009, s. 192-210.
- [5] Ghauth K., Abdullah N.: Measuring learner's performance in e-learning recommender systems [w:] Australasian Journal of Educational Technology, vol. 26, no 6, 2010.
- [6] Jędrzejczyk M.: Motywacja w procesie edukacyjnym, Radomsko 2007.
- [7] Lee K.: Evaluation of Attention and Relaxation Levels of Archers in Shooting Process Rusing Brain Wave Signal Analysis Algorithms. vol. 12, 2009, p. 341-350.
- [8] Sowała, M., Niewiadomska, A., Nawrocka A.: Wpływ kolorowych zakreslaczy Stabilo na zapamiętywanie tekstu. Niepublikowany raport z badań Instytut Psychologii, Uniwersytet Łódzki, 2012, s. 21-30.

### IMPACT OF COLORING AND PHYSICAL EXERCISES ON THE AVERAGE LEVEL OF BRAINWAVES

**Abstract:** The article presents the influence of selected physical activity and coloring on the average level of brain waves (high alpha, high beta, low gamma). The study was subjected to thirty people. That can't be shown clearly positive effect of physical exercise, as opposed to coloring. In addition, it is shown that in each of the subjects average brainwaves associated with the learning process were lowest in the beginning and the highest on the end of the study. This may suggest a positive effect of some kinds of activities on more effective learning and teaching.

Katarzyna MORDAL<sup>1</sup>, Arkadiusz SZAREK<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Zakład Bioinżynierii i Obróbki Plastycznej, Instytut Technologii Mechanicznych, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki, Politechnika Częstochowska

<sup>2</sup> Zakład Bioinżynierii i Obróbki Plastycznej, Instytut Technologii Mechanicznych, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki, Politechnika Częstochowska

## MODELOWANIE PRZEPIYWU KRWI W NACZYNIACH KRWIONOŚNYCH MIAŻDŻYCOWO ZMIENIONYCH

**Streszczenie:** Artykuł poświęcono modelowaniu przepływów krwi w tętnicach zdrowych i zwężonych w wyniku miażdżycy przy różnych wysokościach powstałych przewężzeń. Część wstępna obejmuje kwestie dotyczące układu krwionośnego, krwi i chorób układu krążenia (miażdżycy). W części badawczej zaprezentowano zagadnienia dotyczące przygotowania modeli fizycznych tętnic oraz wyniki symulacji przepływu krwi. Przeprowadzone badania pozwoliły określić, jaki wpływ na prędkość przepływu, rozkład ciśnienia ma stopień zaawansowania miażdżycy.

**Słowa kluczowe:** przepływ krwi, tętnica, miażdżycy, modelowanie, ADINA

### 1. WSTĘP

Układ krwionośny stanowi zasadniczą część organizmu człowieka, niezbędną do jego prawidłowego funkcjonowania, spełniając przede wszystkim funkcje związane z transportem substancji odżywczych i tlenu oraz hormonów do tkanek i narządów, usuwaniem z nich zbędnych produktów metabolizmu. Układ ten składa się z serca i sieci naczyń krwionośnych, tj. tętnic, żył i naczyń włosowatych, przez które przepływa krew [7, 15].

Jednak w układzie tym, tak jak w każdym innym, dochodzi do różnych uszkodzeń bądź zmian chorobowych, m. in. miażdżycowych czy związane z nadciśnieniem tętniczym, które wykrywa się w czasie podstawowych badań. Ponadto coraz częściej dla lepszego poznania zjawisk związanych z układem krążenia, w tym zjawisk patologicznych, wykorzystuje się systemy komputerowego modelowania i symulacji zagadnień biomedycznych [1, 5-6, 12-14].

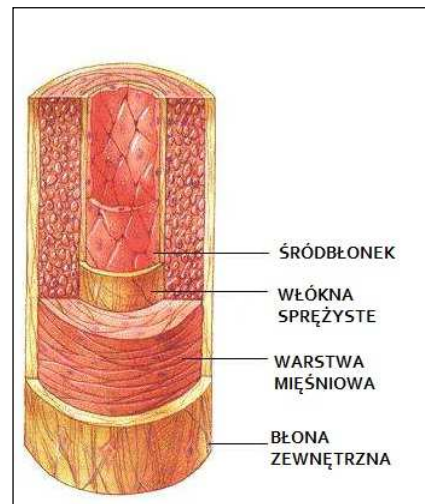
#### 1.1. Naczynia tętnicze

Jednymi z elementów układu krwionośnego są tętnice (łac. *arteria*), które stanowią grupę naczyń krwionośnych z dużą prędkością transportujących utlenowaną krew o zabarwieniu jasnoczerwonym z serca do wszystkich tkanek organizmu ludzkiego. Dodatkowo w naczyniach tego rodzaju panuje duże ciśnienie, przy czym jego wartości zmieniają się w fazach cyklu (kiedy dochodzi do skurczu komór serca, występuje wzrost ciśnienia

tętniczego, natomiast przy rozkurczu- jego spadek). W związku z powyższymi warunkami, tętnice charakteryzują się grubymi, mocnymi, elastycznymi i sprężystymi ścianami [2, 7, 10].

W sieci naczyń krwionośnych występują trzy rodzaje tętnic, tj. tzw. tętnice małe, średnie i duże, przy czym przejście między nimi jest stopniowe. Dodatkowo ściany tętnic małych i średnich charakteryzują się trójwarstwową strukturą, na którą składają się następujące błony:

- błona wewnętrzna, zbudowana ze śródbłonna i cienkiej warstwy tkanki łącznej
- błona środkowa, która stanowi najgrubszą część, zbudowana z włókien mięśniowych biegnących okrężnie,
- błona zewnętrzna, zbudowana z tkanki łącznej, gdzie włókna sprężyste i klejodajne są ułożone równoległe do osi długiej tętnicy [2, 7, 10, 13, 15].



**Rys.1. Budowa ściany tętnic [15]**

Naczynia tętnicze średnie, w porównaniu do małych, posiadają większą ilość włókien sprężystych na granicy między warstwą wewnętrzną a środkową oraz środkową a zewnętrzną. Z kolei w tętnicach dużych włókna tego rodzaju znajdują się nie tylko między błoną środkową a wewnętrzną, ale również w obrębie warstwy środkowej i zewnętrznej. Dodatkowo w ich ścianach są umieszczone cienkie naczynia odżywiające grubsze ściany naczyń [2, 7].

Tętnice biorą czynny udział w procesie krążenia, bowiem w wyniku ich rozszerzania i zwężania się przy uderzeniach serca zmienia się rytmicznie ich światło, czego efektem jest tętnienie naczyń [2, 7].

## 1.2. Rola oraz właściwości krwi

Krew, krążąca w naczyniach krwionośnych oraz pełniąc głównie funkcję transportującą, jest lepkałym płynem nienewtonowskim o czerwonym zabarwieniu w różnym odcieniu (ze względu na dużą zawartość tlenu krew tętnicza jest jaśniejsza). Jej objętość w organizmie człowieka zależy od jego ciężaru i stanowi ok. 6,5-7% masy ciała, co wynosi w przybliżeniu 5 litrów, z czego 44-45% stanowią wyspecjalizowane elementy morfotyczne tj. eryocyty, leukocyty oraz trombocyty, a 55-56% – osocze, w którym krwinki oraz płytki krwi są zawieszone [2, 7].

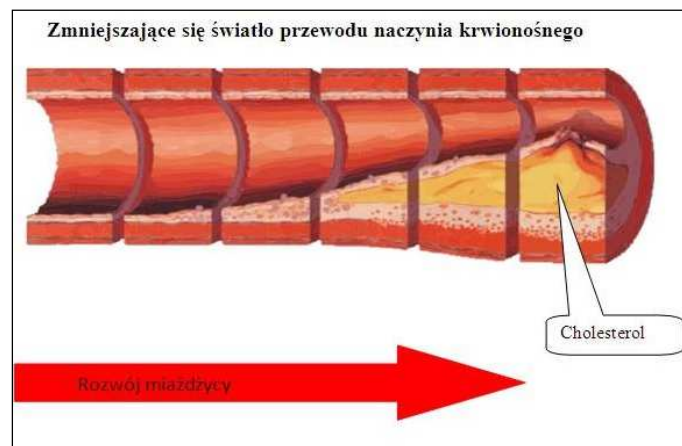
Ciężar właściwy krwi, na który składa się głównie ciężar właściwy krwinek czerwonych (ok. 1,089 g/cm<sup>3</sup>), wynosi ok. 1,055÷1,066 g/cm<sup>3</sup> u mężczyzn, zaś u kobiet jest niższy: 1,050÷1,056 g/cm<sup>3</sup>, przy czym ulega on zmianom: obniża się przy wzroście ilości wody we krwi (np. przy anemii), a wzrasta przy zagęszczeniu krwi, np. przy silnym poceniu się. Gęstość krwi w warunkach fizjologicznych mieści się w zakresie 1050÷1060 kg/m<sup>3</sup>. Kolejną właściwość fizyczną, tj. lepkość dynamiczną przy temperaturze ok. 37°C i hematokrycie 45%



jest stała i wynosi  $\mu=(3\div 4)\cdot 10^{-3}$  Pa·s, co oznacza, że jest ona 3÷4 razy większa od lepkości wody, przy czym spadek temperatury powoduje jej wzrost [2, 13, 16-17].

### 1.3. Etiologia miażdżycy

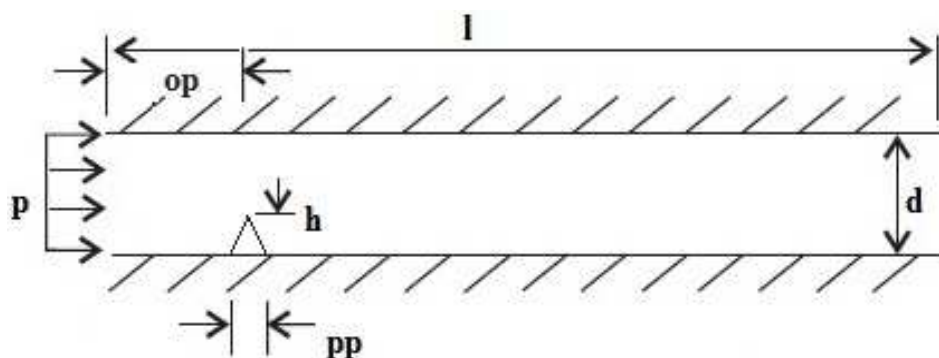
Choroby układu krążenia, w szczególności miażdżycy tętnic, tętniaki, udary mózgu czy ataki serca przyczyniają się do przedwczesnej śmierci osób, które żyją przede wszystkim w rozwiniętych czy uprzemysłowionych społeczeństwach. Miażdżycy jest charakterystyczna dla dużych oraz średnich naczyń tętniczych, a jej charakterystyczną cechą jest powstawanie złożonych zmian w ich wewnętrznej oraz środkowej błonie. Powyższe zmiany są konsekwencją magazynowania się ognisk lipidów (głównie cholesterolu), kompleksów węglowodanowych, złogów wapnia czy tkanki łącznej włóknistej, tworzących uwypuklone blaszki lub zgrubienia (później ulegających kolejnym przemianom) w tego typu tętnicach (rys. 2). Ich skutkiem są problemy z przepływem krwi, w szczególności jego zmniejszeniem lub nawet zatrzymaniem, co wynika ze zwężenia lub całkowitego zamknięcia światła tętnicy. Dodatkowo skutkiem tych zwężeń jest powstawanie lokalnych przepływów turbulentnych. Takie zmiany mogą doprowadzić do niedokrwienia tkanek, a w ostateczności do zawału mięśnia sercowego czy udaru mózgu [4, 6, 9-11, 18].



Rys. 2. Powstawanie zmian miażdżycowych i zwężeń w naczyniach krwionośnych [18]

## 2. SYMULACJE NUMERYCZNE

Celem przygotowanych symulacji przepływu krwi w tętnicach było określenie wpływu stopnia miażdżycy na prędkość przepływu, rozkład ciśnienia oraz naprężenia efektywne w zwężeniach. Do przeprowadzenia analizy opracowano modele tętnicy zdrowej oraz zwężonej w wyniku zmian miażdżycowych, przy czym dla uproszczenia naczynie przedstawiono jako kanał 2D, zaś krew, ze względu na złożoność problemu, potraktowano jako ciecz newtonowską. Model fizyczny tętnicy opracowano z wykorzystaniem programu Autodesk Inventor Professional 2016. Geometrię naczynia przedstawia rys. 3, natomiast w tabeli 1 zawarte zostały parametry geometryczne oraz właściwości materiałowe krwi [8].



Rys. 3. Model fizyczny naczynia tętniczego z przewężeniem

Tabela 1. Parametry geometryczne tętnicy oraz własności materiałowe krwi i przewężenia [3, 9, 15]

Parametr	Oznaczenie z jednostką	Wartość
długość naczynia krwionośnego	$l$ [m]	<b>0,5</b>
średnica naczynia krwionośnego	$d$ [m]	<b>0,008</b>
wysokość przewężenia	$h$ [m]	<b>0-0,9d</b>
długość podstawy przewężenia	$pp$ [m]	<b>0,02</b>
odległość przewężenia od początku przewodu	$op$ [m]	<b>0,11</b>
ciśnienie zadane na wlocie naczynia krwionośnego	$p$ [Pa]	<b><math>(12\div 13) \cdot 10^3</math></b>
moduł Younga (dla zmiany miażdżycowej)	<b>E</b> [Pa]	<b><math>(1,4\div 2,91) \cdot 10^6</math></b>
współczynnik Poissona (dla zmiany miażdżycowej)	<b>v</b>	<b>0,4÷0,5</b>
gęstość krwi	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	<b>1055</b>
lepkość dynamiczna	$\mu$ [Pa·s]	<b><math>= (3\div 4) \cdot 10^{-3}</math></b>

### 3. ANALIZA WYNIKÓW. WNIOSKI

Analizę numeryczną przepływu krwi w naczyniach tętniczych przeprowadzono z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES) w programie ADINA, korzystając z modułów ADINA Structures, ADINA CFD oraz ADINA FSI. Obliczenia komputerowe pozwoliły uzyskać rozkład ciśnienia oraz prędkości przepływu w tętnicach i naprężeń w przewężeniach powstałych w wyniku choroby miażdżycowej. Uzyskane wyniki porównano dla tętnicy zdrowej oraz dla różnych stadiów zaawansowania miażdżycy tętnic, tzn. w następujących przypadkach:

- przy wysokości zwężenia  $h = 0,1d$  (tj. w początkowym stadium);
- przy wysokości zwężenia  $h = 0,25d$ ;
- przy wysokości zwężenia  $h = 0,75d$  (tj. zaawansowanym stadium);
- przy wysokości zwężenia  $h = 0,9d$  (tj. w bardzo zaawansowanym stadium choroby),

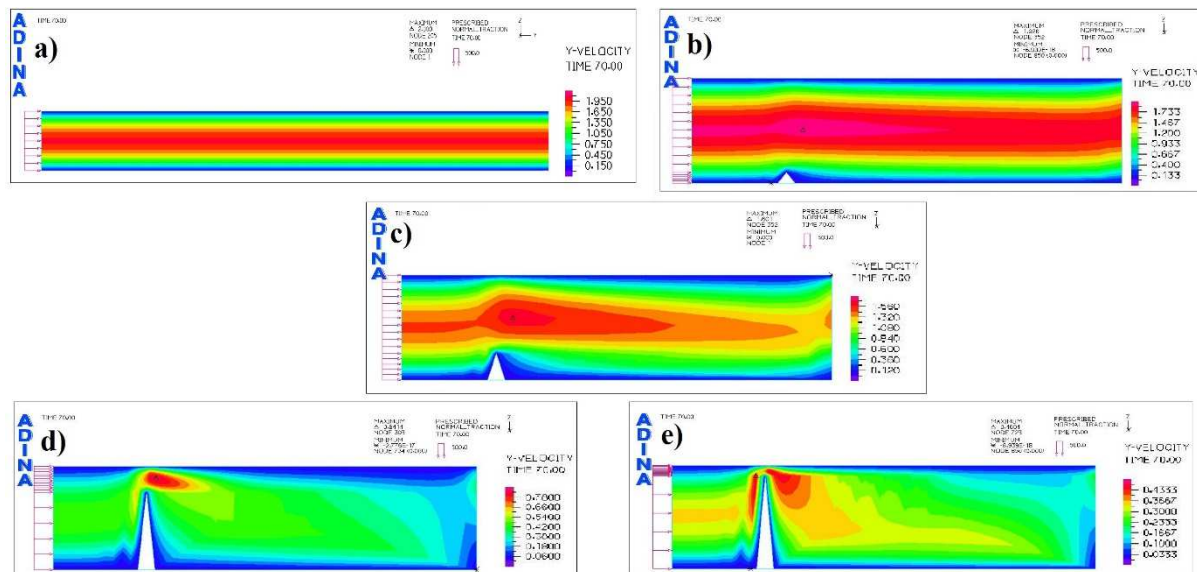
gdzie  $d$  - średnica naczynia. W tabeli 2 zebrane zostały wyniki z ekstremalnymi wartościami analizowanych parametrów dla wyżej wymienionych przypadków.



**Tabela 2. Otrzymane wartości prędkości przepływu, ciśnienia oraz naprężeń dla badanych przypadków**

		Tętnica zdrowa	Tętnice w różnych stadiach zaawansowania miażdżycy przy wysokości zwężenia $h$ [m]			
			$h=0,1d$	$h=0,25d$	$h=0,75d$	$h=0,9d$
maksymalna prędkość przepływu $v$ [m/s]		2,00	1,926	1,601	0,8415	0,4605
prędkość przepływu w kierunku Y $v_Y$ [m/s]	min	0,00	-6,939E-18	0,000	-2,776E-17	-6,939E-18
	max	2,00	1,926	1,601	0,8414	0,4604
ciśnienie (Nodal Pressure) $P$ [Pa]	min	-2,131E-7	66,45	83,04	17,74	8,523
	max	500	500,0	500,0	500,0	500,0
Naprężenia efektywne zwężenia [Pa]	min	-	0,003327	0,004096	0,0005708	0,00329
	max	-	76,42	79,56	160,7	176,3

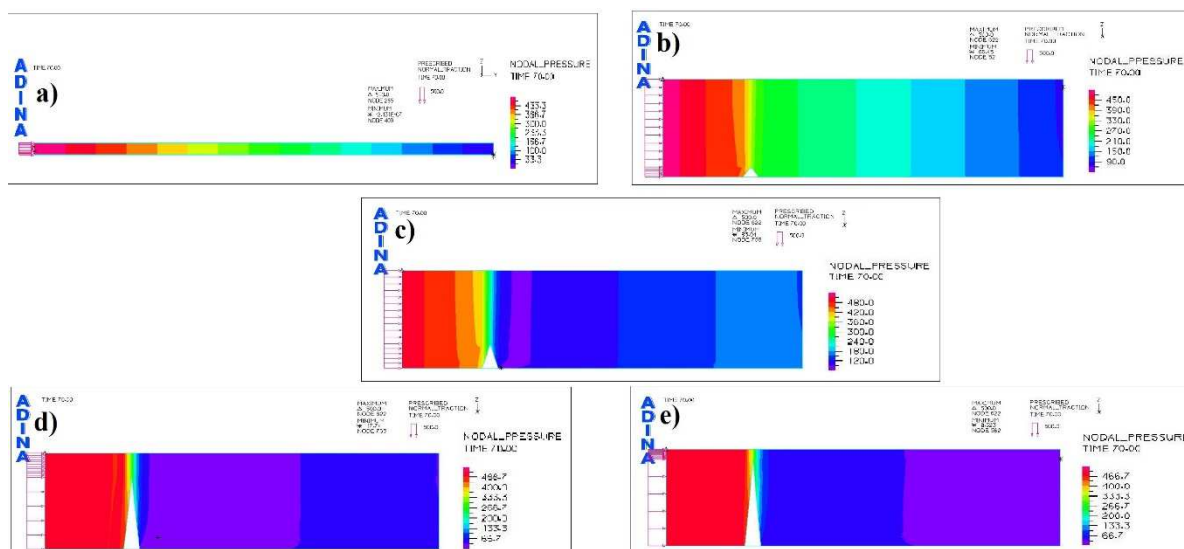
Porównanie oraz analiza wyżej podanych parametrów dostarcza wartościowych informacji o ekstremalnych wartościach, jednakże dane te są pozbawione informacji o miejscu występowania anomalii w przepływie krwi. Dlatego na poniższych rysunkach 4-6- pokazano przykładowe symulacje rozkładu ciśnienia, naprężeń oraz prędkości przepływu krwi dla wyżej wymienionych przypadków.



**Rys. 4. Rozkład prędkości przepływu (Y-Velocity) dla a) zdrowej tętnicy oraz chorej tętnicy przy wysokości przewężenia b)  $h=0,1d$ , c)  $h=0,25d$ , d)  $h=0,75d$  oraz e)  $h=0,9d$**

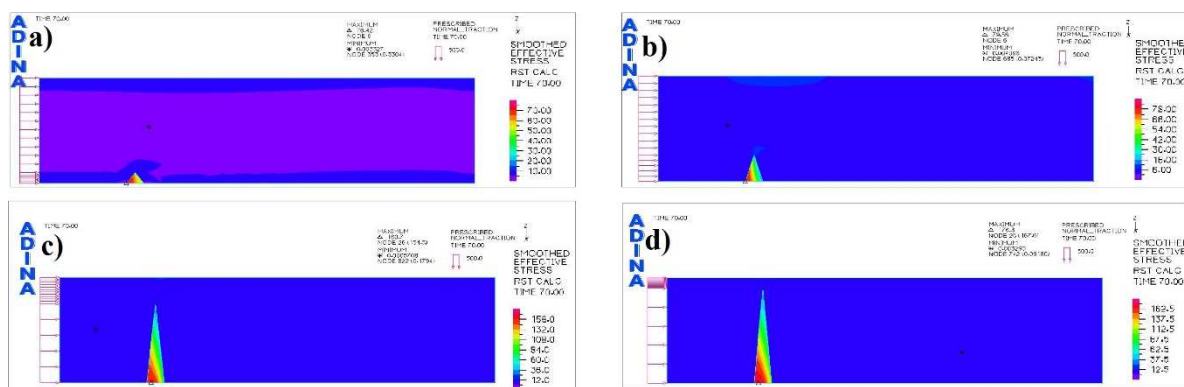
Z wyników zaprezentowanych w tabeli 2 można zauważyć, że obecność przewężenia oraz zwiększenie wysokości  $h$  przewężenia powoduje spadek prędkości przepływu. W przypadku 2,5-krotnego wzrostu wysokości (z  $h=0,1d$  do  $h=0,25d$ ) prędkość zmniejszyła się z 1,926 m/s do 1,601, tj. o ok. 16%, zaś przy 9-krotnym wzroście wysokości odnotowano spadek prędkości do 0,4605 m/s. Dodatkowo na podstawie wyników przedstawionych w tabeli 2 jak i na rys. 4 można stwierdzić, że maksymalna wartość prędkości przepływu krwi w kierunku Y maleje wraz ze wzrostem wysokości przewężenia. Otrzymane wyniki pokazują, że przy samym przewężeniu oraz ściankach przewodu krew płynęła z małymi prędkościami. Wysokie wartości

tego parametru zostały osiągnięte dla miejsc bliskich szczytowi przewężenia, przy czym obszar ten, wraz ze wzrostem wysokości powstałej anomalii, zmniejszał się.



**Rys. 5. Rozkład ciśnienia (Nodal Pressure) dla a) zdrowej tętnicy oraz chorej tętnicy przy wysokości przewężenia b)  $h=0,1d$ , c)  $h=0,25d$ , d)  $h=0,75d$  oraz e)  $h=0,9d$**

Na podstawie wyników przedstawionych w tabeli 2 oraz na rys. 5 można stwierdzić, że przy wysokościach  $h=0,25*d$  i większych wartości minimalne ciśnienia maleją, zaś maksymalne: są stałe. Analiza rozkładu ciśnienia uwidacznia również, że im dalej od źródła ciśnienia, tym bardziej spada wartość ciśnienia krwi. Dodatkowo przewężenie, na które napotkała płynąca krew, powoduje, że przed przeszkodą ciśnienie osiąga duże wartości, zaś później (za przeszkodą) – małe, przy czym za przewężeniem lub na końcu naczynia są one najmniejsze.



**Rys. 6. Naprężenia (Effective Stress) przy różnych stopniach miażdżycy dla wysokości przewężenia a)  $h=0,1d$ , b)  $h=0,25d$ , c)  $h=0,75d$  oraz d)  $h=0,9d$**

Wyniki z tabeli 2 oraz rys. 6 ukazują, że przy wzroście wysokości przewężenia maksymalne wartości naprężeń zwiększają się. Niezależnie zaś od wysokości przewężenia, największa wartość naprężeń występowała przy podstawie zwężenia, a najmniejsza- przy jego szczycie.

#### 4. PODSUMOWANIE

W artykule dokonano analizy przepływu krwi przez tętnice dla różnych przypadków (tj. dla zdrowego naczynia oraz dla różnych stopni zaawansowania choroby miażdżycowej przy

uproszczonej geometrii tej zmiany), przy czym ze względu na problemy z przeniesieniem modelu 3D z programu Autodesk Inventor Professional 2016 do programu ADINA, naczynie tętnicze zamodelowano jako kanał dwuwymiarowy, zaś z uwagi na złożoność problemu – krew potraktowano w uproszczeniu jako ciecz newtonowską. W związku z tym przeprowadzone symulacje mają jedynie charakter wstępny i stanowią bazę informacji do dalszych badań. Otrzymane wyniki potwierdzają jednak przypuszczenia występowania różnic w przepływie krwi w naczyniach fizjologicznie prawidłowych oraz zmienionych patologicznie. Powstawanie zwężeń w tętnicach oraz ich zwiększanie się przyczyniają się bowiem do zmniejszania się prędkości przepływu i ciśnienia oraz do wzrostu wartości naprężeń efektywnych przy większych przewężeniach. Wpływa to negatywnie na organizm, gdyż sam wzrost takich anomalii prowadzi do zamknięcia przekroju czynnego naczynia, a jego konsekwencją może być zawał serca, udar mózgu czy niedokrwienie kończyn.

Artykuł prezentuje zmianę parametrów przepływu krwi przez naczynia tętnicze przy różnych stadiach rozwoju patologii, tj. zwężeń powstałych na skutek zmian miażdżycowych. Jednak do uzyskania bardziej wyczerpujących informacji o etiologii tejże choroby przewiduje się dalsze badania dotyczące większej liczby bardziej złożonych przypadków, co umożliwi lepiej poznać mechanizmy powstawania przewężeń oraz ich zanalizować wpływ na przepływ krwi przez tętnice.

## LITERATURA

- [1] Bluestein D., Alemu Y., Avrahami I., Gharib M., Dumont K., Ricotta J.J., Einav S.: Influence of microcalcifications on vulnerable plaque mechanics using FSI modelling. *Journal of Biomechanics*, vol. 41 (5), 2008, p. 1111-1118.
- [2] Bochenek A., Reicher M.: *Anatomia człowieka III*. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1985.
- [3] Dindorf R., Wołkow J.: Modelling of pulsatory flows in blood vessels. *Acta of Bioengineering and Biomechanics* 2001, vol. 3, no. 2, p. 15-30.
- [4] Gracka M., Ostrowski Z., Adamczyk W., Rojczyk M., Melka B., Nowak A.J., Golda A.: Multifluid Euler-Euler model of the blood flow within the blood vessel with rigid walls. XIXth Gliwice Scientific Meetings, November 20-21, 2015, p. 83.
- [5] Li E., Liu G.R., Xu G.X., Tan V., He Z.C.: Numerical modeling and simulation of pulsatile blood flow in rigid vessel using gradient smoothing method. *Engineering Analysis with Boundary Elements*, vol. 33(3), 2012, p. 322-334.
- [6] Liu B., Tang D.: Influence of non-Newtonian Properties of Blood on the Wall Shear Stress in Human Atherosclerotic Right Coronary Arteries. *Mol Cell Biomech* vol. 8(1), 2011, p. 73-90.
- [7] Michajlik A., Ramotowski W., Sylwanowicz W.: *Anatomia i fizjologia człowieka*. Podręcznik dla średnich szkół medycznych. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1980.
- [8] Mordal K.: Modelowanie wybranych elementów układu krwionośnego z wykorzystaniem MES. Praca inżynierska. Politechnika Częstochowska, Częstochowa 2015.
- [9] Pasiński T., Gaciong Z., Torbicki A., Szmidt J.: *Angiologia*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2004.
- [10] Paszenda Z.: *Stenty w kardiologii interwencyjnej*. Wybrane zagadnienia. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013.
- [11] Pralhad R. N., Schultz D. H.: Modelling of arterial stenosis and its applications to blood diseases. *Mathematical Biosciences*, vol. 190 (2), 2004, p. 203-220.
- [12] Rabby M.G., Razzak A., Molla M.: Pulsatile Non-Newtonian Blood Flow through a Model of Arterial Stenosis. *Procedia Engineering*, vol. 56, 2013, p. 225-231.

- [13] Rubenstein D.A., Yin W., Frame M.D.: Blood Flow in Arteries and Veins. Biofluid Mechanics (Second Edition), 2015, p. 161-223.
- [14] Sankar D.S., Lee U.: Mathematical modelling of pulsatile flow of non-Newtonian fluid in stenosed arteries. Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation, vol. 14 (7), 2009, p. 2971-2981.
- [15] Shier D., Hole J. W., Lewis R., Butler J.: Hole's human anatomy and physiology. McGraw- Hill Publishing House, 2006.
- [16] Wojnarowski J., Mirotka K.: Krew ludzka jako medium przepływowe. „Acta of Bioengineering and Biomechanics”, vol. 3, Supl. 2, 2001, p. 655-662.
- [17] <http://physics.info/viscosity/> (dostęp: 04.05.2017)
- [18] <http://www.atest.org.pl/bad26.htm> (dostęp: 04.05.2017)

## **MODELLING OF BLOOD FLOW IN BLOOD VESSELS**

**Abstract:** This article is about modelling of blood flow in healthy arteries and narrowed as a result of a atherosclerosis at different stages of its development. A preliminary section covers issues concerning cardiovascular system, blood and cardiovascular diseases (atherosclerosis and hypertension). The research presents issues related to physical models of arteries and blood flow simulations. Conducted examinations allowed to determine the effect of the severity of atherosclerosis on flow velocity and pressure distribution.

**Samanta SZYPIELEWICZ<sup>1</sup>, Marek ANDRYSZCZYK<sup>2</sup>, Patryk SIEMIANOWSKI<sup>2</sup>,  
Tomasz TOPOLIŃSKI<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>Koło Naukowe „Tech Med Team”, Zakład Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Technologiczno - Przyrodniczy im. J. J. Śniadeckich, Bydgoszcz

<sup>2</sup>Zakład Inżynierii Biomedycznej, Uniwersytet Technologiczno - Przyrodniczy im. J. J. Śniadeckich, Bydgoszcz

## **ANALIZA BIOMECHANIKI KRĘGOSŁUPA W JEŹDZIECTWIE**

**Streszczenie:** Niniejsza praca przedstawia możliwości analizy motoryki jeźdźca podczas jazdy konnej oraz doskonalenia treningu jeździeckiego poprzez wykorzystanie pomiarów zmian kątów kręgosłupa oraz potencjałów elektrycznych mięśni pleców jeźdźca.

**Słowa kluczowe:** biomechanika sportu, biomechanika kręgosłupa, sEMG, jeździectwo

### 1. WSTĘP

Kręgosłup stanowi jeden z kluczowych elementów utrzymania równowagi podczas jazdy konnej na każdym stopniu zaawansowania jeźdźca. Jest jednym z segmentów ciała wchodzących w skład aparatu ruchowego jeźdźca biorących udział w kontroli ruchów wierzchowca. Istotne jest zatem aby w treningu jeździeckim segment ten posiadał odpowiednią elastyczność i giętkość. Długotrwałe obciążanie kręgosłupa siłami o wysokiej wartości skutkować może występowaniem chorób o podłożu przeciążeniowym. W roku 2014, u 12,9% mężczyzn i 19,6% kobiet zdiagnozowano choroby przewlekłe w obszarze środkowej części kręgosłupa [5]. W przypadku jeździectwa, szacuje się, że co piąta osoba jeżdżąca konno zawodowo i co czwarta osoba jeżdżąca rekreacyjnie zgłasza dolegliwości bólowe ze strony kręgosłupa. Dostrzeżono również, że dolegliwości te korelują z ograniczoną ruchomością kręgosłupa [2].

Mimo, iż jeździectwo staje się co raz bardziej popularnym i powszechnym sportem w Europie oraz doskonalone są stale techniki jeździeckie i osprzęt używany do jazdy konnej, jest ono uważane za jeden z najbardziej kontuzyjnych sportów. Urazy w sportach jeździeckich podzielić można na systematyczne i losowe. Urazy losowe spowodowane są wszelkiego rodzaju upadkami. Urazy systematyczne są to urazy, które powstają w wyniku długotrwałego działania na ciało jeźdźca licznych sił wieloosiowych o wysokiej wartości ze strony końskiego grzbietu oraz nienaturalnego, нефизjologicznego ułożenia ciała jeźdźca podczas treningu. Na eliminację tych sił ma wpływ zarówno dobór siodła i osprzętu jeździeckiego, stopień wyszkolenia konia, ale również umiejętności jeźdźca, którego zadaniem jest nie tylko prowadzenie wierzchowca w sposób umożliwiający efektywną jazdę, ale także amortyzacja własnym ciałem sił działających ze strony końskiego grzbietu.

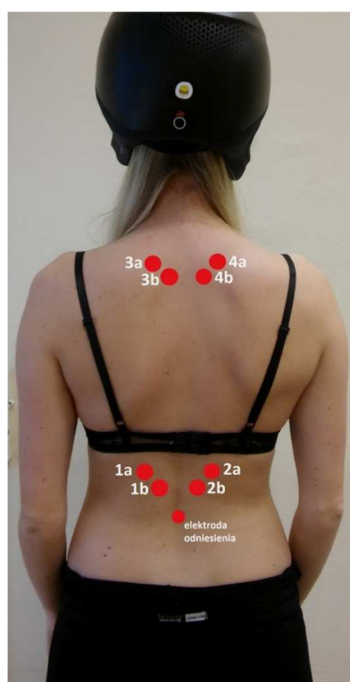
Przeprowadzone badania mają na celu uzyskanie informacji na temat odpowiedzi motorycznej ze strony kręgosłupa jeźdźca na siły wieloosiowe działające na ciało podczas jazdy konnej.

## 2. MATERIAŁ I METODA

Badania przeprowadzone zostały na osobie jeżdżącej konno w stopniu średniozaawansowanym, która uprawia jeździectwo w dyscyplinie ujeżdżenie. Parametry antropologiczne osoby badanej wyniosły odpowiednio: wzrost 1,72 m oraz masa ciała 62 kg. BMI osoby badanej mieści się w normie i wynosi 20,96 kg/m<sup>2</sup>. Podmiot badany poruszał się konno w trzech chodach: stępie, kłusie i galopie po okręgu o średnicy ok. 30 m. Przeprowadzono badanie pomiaru potencjałów elektrycznych mięśni grzbietu oraz rejestrowano zmiany kątów pomiędzy odcinkami kręgosłupa w czasie jazdy konnej. Podczas badania korzystano z aparatury NORAXON serii MyoMotion oraz MyoMuscle. Pierwsze z urządzeń składa się z czujników ruchu działających z wykorzystaniem żyroskopów i akcelerometrów. Czujniki pozwalają badać zmiany katowe w funkcji czasu dla wybranego stawu. Urządzenie MyoMuscle jest 4 kanałowym sEMG umożliwiającym pomiar potencjałów elektrycznych mięśni z bezprzewodową transmisją zarejestrowanych danych do komputera.

### 2.1. Pomiar potencjałów elektrycznych mięśni grzbietu

Podczas badania jeździec miał przymocowane do skóry grzbietu łącznie dziewięć elektrod EMG – na wysokości dolnego i górnego przyczepu mięśnia czworobocznego (zgodnie ze standardami SENIAM i zgodnie z zaleceniami producenta oprogramowania), po stronie prawej i lewej (po dwa odprowadzenia dla każdego punktu) oraz elektrodę odniesienia, która pobierała informację o potencjale elektrycznym całego ciała. Mięsień czworoboczny został wybrany do prowadzenia badania ze względu na duże zaangażowanie podczas ruchu kręgosłupa, zwłaszcza podczas jazdy konnej.



Rys. 7. Schemat rozmieszczenia elektrod EMG [opracowanie własne]

Jeździec do odzieży przymocowany miał minikomputer przenośny, do którego podłączone były odprowadzenia EMG, transponder przesyłał rejestrowany sygnał do komputera z dedykowanym oprogramowaniem firmy Noraxon.

## 2.2. Pomiar zmian kątów pomiędzy odcinkami kręgosłupa

Pomiar zmian kątów kręgosłupa dokonywany był za pomocą 4 czujników ruchu MyoMotion. Rozmieszczenie czujników przedstawiono na rys. 2 – wzdłuż linii kręgosłupa, gdzie czujnik nr 1 był przymocowany do kasku, czujnik nr 2, 3 i 4 zamocowano do ciała jeźdźcy za pomocą dedykowanych opasek. Czujniki bezprzewodowo przekazywały informację o zmianach kątowych względem siebie do komputera z dedykowanym oprogramowaniem firmy Noraxon.



Rys. 8. Schemat rozmieszczenia czujników ruchu [opracowanie własne]

Przed wykonaniem każdego z pomiarów dokonywano kalibracji. Dzięki zastosowaniu czujników MyoMotion możliwe było dokonywanie badania w trzech płaszczyznach: strzałkowej, czołowej i poprzecznej.

## 2.3. Metodyka transformacji wyników

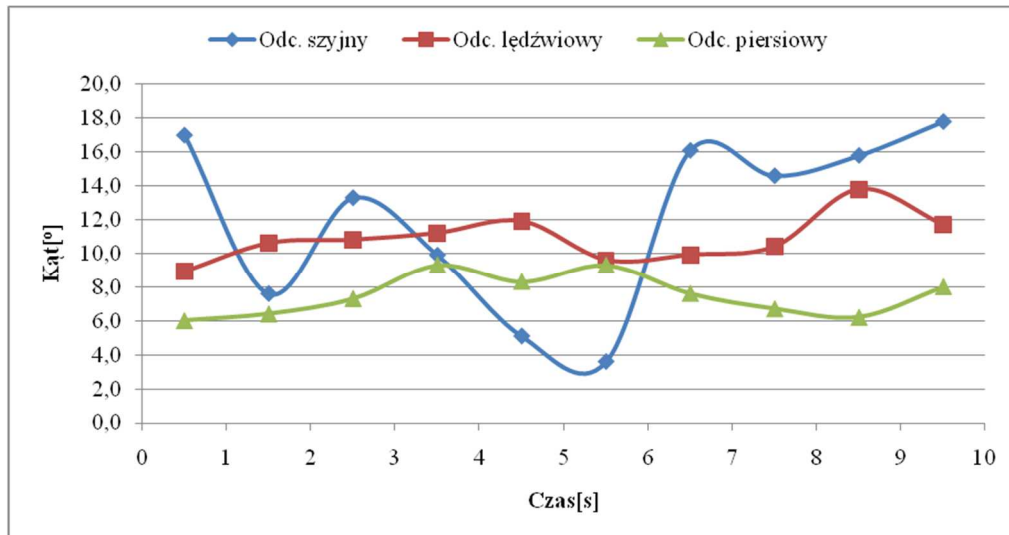
Dla pomiaru zmian kątów występują wartości ujemne oraz dodatnie, gdzie pozycja kalibracji jest wartością zerową, a wartości ujemne oznaczają wychylenia do tyłu, natomiast wartości dodatnie to wychylenia w przód.

Z wyników otrzymanych z pomiaru zostały wyodrębnione 3 dziesięciosekundowe fragmenty nieprzerwanego, nieposiadającego artefaktów sygnału (dla każdego chodu). Każdy z fragmentów został podzielony na dziesięć części, z których odczytane zostały wartości maksymalne.



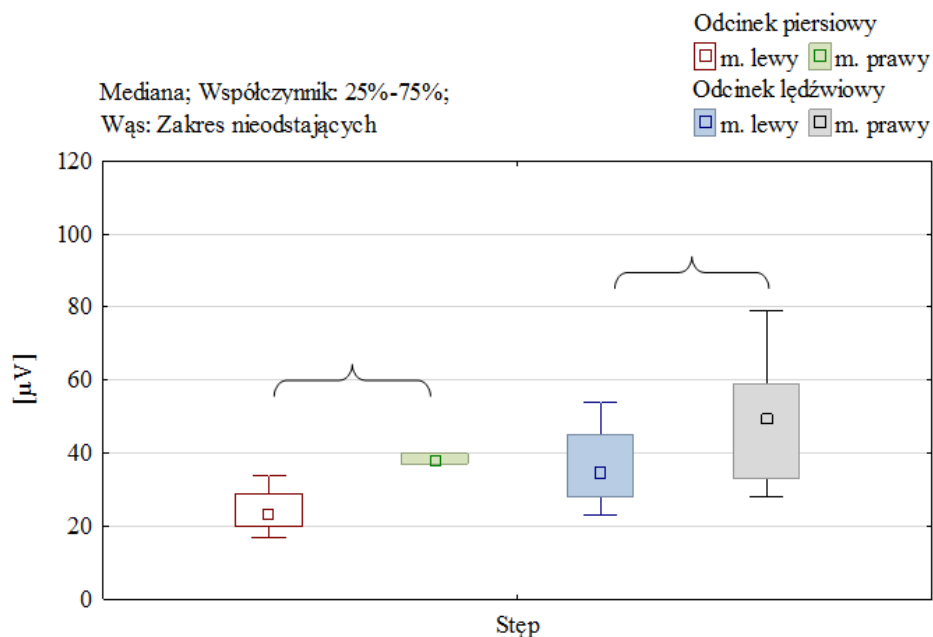
### 3. WYNIKI I DYSKUSJA

Ruchy kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej odgrywają kluczową rolę w utrzymaniu elastyczności i amortyzacji kręgosłupa. W badaniach szczególną uwagę poświęcono odcinkowi piersiowemu i lędźwiowemu, ponieważ stanowią one podstawowy aparat amortyzujący ludzkiego ciała. Zmiany w odcinku szyjnym zaś brane były pod uwagę jako wartości drugorzędne ze względu na liczne ruchy głową jeźdźca takie jak obrót, uniesienie, obniżenie głowy, które konieczne były do utrzymania prawidłowego toru jazdy.



Rys. 9. Zmiany kątów w odcinku szyjnym, piersiowym i lędźwiowym w funkcji czasu w płaszczyźnie strzałkowej dla stępa [opracowanie własne]

Na powyższym wykresie zauważyć można wychylenia w płaszczyźnie strzałkowej o wartości dodatniej, co oznacza, iż jeździec przechylony był do przodu względem pozycji zerowej. Niemniej jednak widoczne są zmiany wartości kątów w każdym z odcinków, co odzwierciedla odpowiedź kręgosłupa na działające z końskiego grzbietu siły [3].



Rys. 10. Wyniki pomiaru potencjałów elektrycznych mięśni grzbietu na odcinku lędźwiowym i piersiowym dla Stępa [opracowanie własne]



Rysunek 4 obrazuje rozrzut wartości potencjałów elektrycznych mięśni dla odcinków lędźwiowego i piersiowego dla strony prawej i lewej. Ze względu na prowadzenie badań na jeźdźcu, który jeździł konno po okręgu można zauważyć zwiększenie potencjałów elektrycznych po prawej stronie, czyli po wewnętrznej stronie toru jazdy. Należy to tłumaczyć kompensacją ustawienia jeźdźca w siodle przez zwiększenia napięcia mięśni po jednej stronie.

Według aktualnej wiedzy z zakresu jeździectwa, stopień napięcia mięśni po obu stronach ciała (również kręgosłupa) powinien być taki sam niezależnie od tego, czy jeździec porusza się konno po kole czy po linii prostej. Występowanie rozbieżności między danymi literaturowymi a uzyskanymi podczas pomiaru może wynikać z nieodpowiedniej techniki jeździeckiej [5].

#### 4. PODSUMOWANIE I PERSPEKTYWY BADAŃ

Choroby przeciążeniowe kręgosłupa spowodowane są działaniem sił o wysokiej wartości na kręgosłup, który przystosowany jest do odbierania ich tylko w niewielkim stopniu [1]. Można zatem uznać, że długotrwałe uprawianie jeździectwa może powodować tego typu choroby przeciążeniowe niezależnie od stopnia zaawansowania jeźdźca w sportach konnych.

Pomimo wysoko rozwiniętej technologii produkowania sprzętu jeździeckiego, nie jest możliwe wyeliminowanie wszystkich negatywnych skutków jazdy konnej na ciało jeźdźca. Płaszczyzna czołowa i poprzeczna odzwierciedlają ruchy obrotu i przechylenia jeźdźca, których w treningu jeździeckim na każdym etapie powinno być jak najmniej. Związane jest to z odczuwaniem ruchu w tych płaszczyznach przez grzbiet konia, które mogą zaburzać jego równowagę oraz równowagę jeźdźca.

#### 5. WNIOSKI

- I. Występują związki zmian parametrów kątowych między trzema odcinkami kręgosłupa, które są odzwierciedleniem kompensacji ruchu względem grzbietu konia.
- II. Ruch po okręgu powoduje zwiększenie potencjałów elektrycznych po zewnętrznej stronie ciała.
- III. Występuje powiązanie potencjałów elektrycznych mięśni z kierunkiem zmian parametrów kątowych kręgosłupa co odzwierciedla wieloosiowy charakter obciążeń kręgosłupa.

Zastosowana metoda badawcza może znaleźć zastosowanie w doskonaleniu treningu jeździeckiego, ponieważ daje obraz postawy jeźdźca, który nie jest widoczny z punktu widzenia obserwatora.

#### LITERATURA

- [1] Bojarczuk J.: Atlas jeździectwa. Wydawnictwo SBM, Warszawa 2016, s. 100-104.
- [2] Dąbek J., Koczy B., Piotrkowicz J.: Horse riding as a form of recreation and professional sport taking into account the spine mobility of riders - a preliminary results. *Polski Merkurusz Lekarski*, no 39, 2015, p. 297-304.
- [3] Greve L., Dyson S.: The horse–saddle–rider interaction. *The Veterinary Journal*, vol. 135, 2012, p. 275-281.
- [4] Kiwerski J.: Schorzenia i urazy kręgosłupa. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2014, s. 70-72.
- [5] Piekarzewska M.: Stan zdrowia ludności w 2014 r. Główny Urząd Statystyczny, Warszawa 2016, s. 67.

## **THE ANALYSIS OF SPINE BIOMECHANICS IN EQUINE SPORTS IN USE OF PROGRESSIVE MEASURE TECHNOLOGIES**

**Abstract:** The following research shows the possibilities of motorics analysis of horse-rider in equine sports and improvement of equine training throughout using the progressive measure technologies. Researches includes EMG potential measures of back muscles and measures of angle changes between spine segments.