

**Aneta DANECKA<sup>1</sup>, Bożena GZIK-ZROSKA<sup>2</sup>, Robert MICHNIK<sup>3</sup>, Jacek JURKOJC<sup>3</sup>,  
Zbigniew PILECKI<sup>4</sup>**

<sup>1</sup>Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKRETYWNI”, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

<sup>2</sup>Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Gliwice

<sup>3</sup>Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

<sup>4</sup>Chorzowskie Centrum Pediatrii i Onkologii im. dr Edwarda Hankego, Chorzów

## **OCENA KINEMATYKI KLATKI PIERSIOWEJ U OSÓB Z WSZCZEPIONĄ PŁYTĄ DO KOREKCJI LEJKOWATOŚCI**

**Streszczenie:** W niniejszej pracy dokonano oceny kinematyki klatki piersiowej podczas oddychania u pacjentów po korekcji lejkowatej deformacji klatki w odniesieniu do osób zdrowych. W badaniach wykorzystano system optoelektroniczny APAS. Grupę badawczą stanowiło sześć osób o średniej wieku  $17,2 \pm 3,5$ , gdzie 83% stanowili mężczyźni. Otrzymane wyniki umożliwiły dokonanie oceny przemieszczeń poszczególnych punktów anatomicznych oraz na wyznaczenie odpowiednich zakresów ruchu dla danych markerów. W pracy analizowane były przemieszczenia elementów klatki piersiowej w osi strzałkowej.

**Słowa kluczowe:** system optoelektroniczny, system do analizy ruchu APAS, kinematyka klatki piersiowej, lejkowata klatka piersiowa

### **1. WSTĘP**

Lejkowata klatka piersiowa jest wrodzoną nieprawidłowością, która charakteryzuje się niewielkim wgłębieniem mostka i przednich odcinków żeber pomiędzy piersiami chorego. Zniekształcenie takie występuje średnio u jednego dziecka na 300 – 400 żywych urodzeń, z przewagą zachorowań u chłopców. Choroba jest zauważalna zaraz po urodzeniu lub może się ujawnić dopiero podczas gwałtownego wzrostu osoby chorej (co występuje nawet u 60% pacjentów) [2-5].

Schorzenie ma wpływ na mechanikę klatki piersiowej. Zagłębienie mostka, w znaczący sposób ogranicza ruch żeber (zwłaszcza tych niższych) zapobiegając, w ten sposób rozszerzaniu się dolnej części klatki piersiowej podczas wdechu. Często ze względu na asymetryczny typ zagłębienia mostka, żebra wywierają nacisk na kręgosłup, który ostatecznie może prowadzić do przemieszczenia się kręgów czy rozwinięcia się skoliozy. Nieprawidłowość klatki wpływa również na mechanikę działania mięśni z grupy mięśni oddechowych oraz może wpływać na funkcję układu krążenia. Zagłębienie mostka znacząco zmniejsza wymiary klatki piersiowej, a to utrudnia pracę serca [1].

Celem niniejszej pracy była ocena kinematyki klatki piersiowej podczas oddychania u osób z wszczepioną płytą implantacyjną do korekcji lejkowatego zniekształcenia metodą Nuss'a.

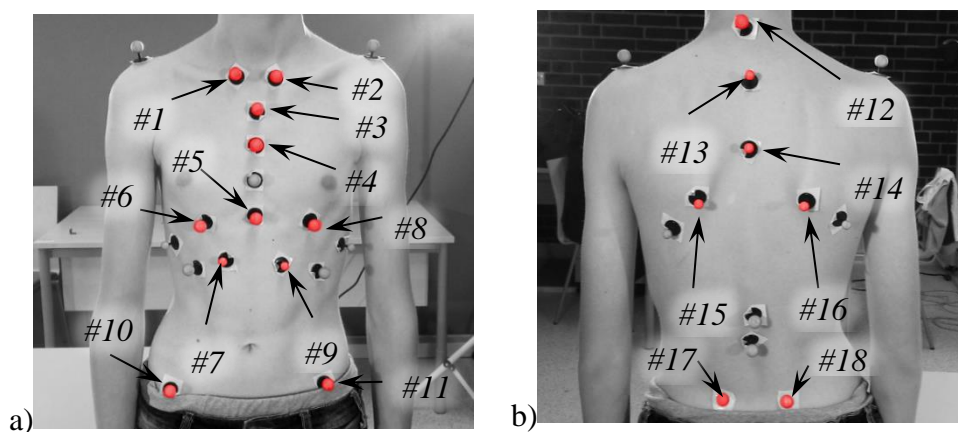
## 2. METODYKA BADAŃ

Badaniu z wykorzystaniem systemu optoelektronicznego APAS została poddana grupa badawcza licząca 6 osób (83 % badanych stanowili mężczyźni) o średniej wieku  $17,2 \pm 3,5$  lata. W grupie tej wyróżnia się osoby zdrowe (trzy osoby), które stanowiły grupę kontrolną oraz osoby z wszczepioną płytą do korekcji lejkowatości metodą Nuss'a (trzy osoby), które były właściwą grupą badawczą. Grupę kontrolną stanowili w 100 % mężczyźni o średniej wieku  $18,7 \pm 4,6$  lata, natomiast pozostałą część badanych osób, w 67 % płci męskiej, stanowiła grupa właściwa o średniej wieku  $15,7 \pm 1,5$  lata.

Przed przystąpieniem do rejestracji danych klatkę piersiową jak i plecy badanej osoby oklejono markerami pasywnymi. Znaczniki te odbijają światło z reflektorów umieszczonych koło kamer oraz umożliwiają rejestrację ruchu badanej osoby. Stanowisko pomiarowe składało się z czterech kamer oraz reflektorów, kostki kalibracyjnej i stanowiska komputerowego wraz z oprogramowaniem APAS. Markery naklejane były na ciało pacjenta w odpowiednich punktach anatomicznych: na wyrostkach barkowych, rękojeści oraz trzonie mostka, wyrostku mieczykowatym, żebrach rzekomych, kolcach biodrowych jak również odcinku piersiowym i lędźwiowym kręgosłupa oraz grzebieniu łopatek. Liczba markerów wahała się od 25 – 32 i głównie była uzależniona od budowy klatki piersiowej badanej osoby. Przykładowy sposób umieszczenia markerów przedstawiono na rys. 1.

Każda osoba badana wykonywała dwa ćwiczenia oddechowe – spokojne oraz głębokie wdechy i wydechy. Każde ćwiczenie nagrywane było średnio 45 sekund. Badania zostały przeprowadzone w zaciemnionym pomieszczeniu, aby odbicie światła od znaczników było jak najlepiej widoczne w nagrywanych filmach. Wysoki kontrast, średnia rozdzielczość filmu ( $640 \times 480$ ) oraz wysoka częstotliwość nagrywania (99 – 101 klatek na sekundę) pozwoliło na otrzymanie wyników w postaci przemieszczeń markerów względem trzech osi układu współrzędnych. Otrzymane nagrania poddano ujednoczeniu częstotliwości próbkowania na 100 Hz oraz wycięcia odpowiedniej ilości klatek (najczęściej po 1000). W module APAS ustawiono układ odniesienia oraz oznaczono markery na klatce piersiowej na pierwszej klatce filmów. Program automatycznie wyszukiwał położenia markerów w pozostałych klatkach odnotowując ich współrzędne w osiach X, Y, Z.

Otrzymane dane po procesie digitalizacji obrazu wideo, zostały eksportowane do arkusza kalkulacyjnego, gdzie przedstawiono je w postaci przemieszczeń w danej chwili czasowej dla danego markera w trzech różnych osiach. W ramach analizy wzięto pod uwagę 18 położań markerów, którym nadano odpowiednie numery, w celu ułatwienia ich identyfikacji – numerację przedstawiono na rys. 1.



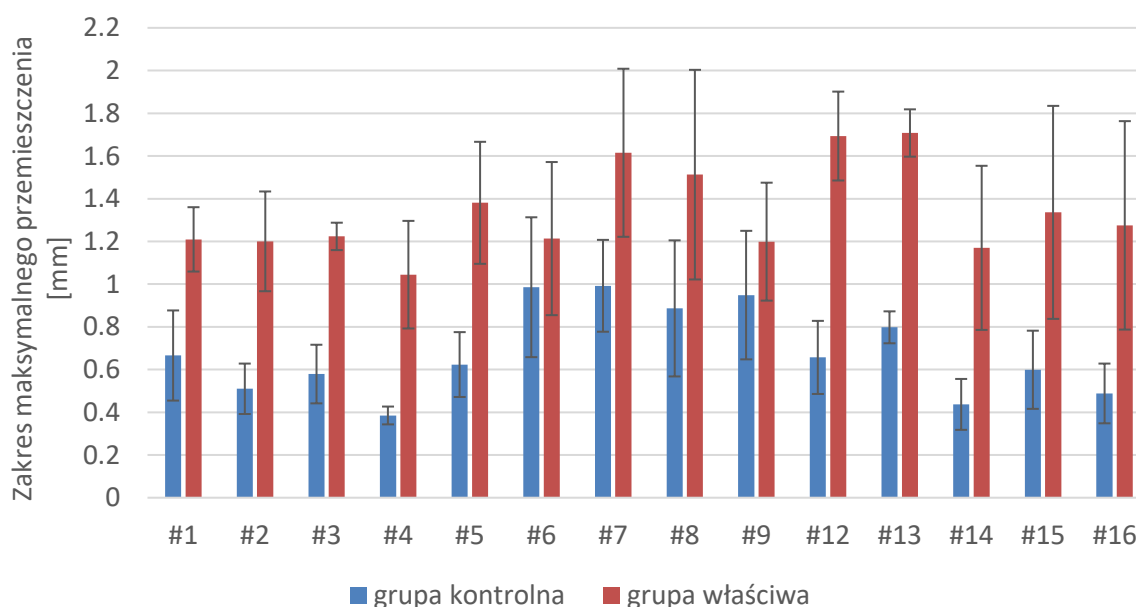
Rys. 1. Sposób umieszczenia markerów na klatce piersiowej badanej osoby: a) z przodu, b) z tyłu oraz numery analizowanych markerów

W ramach analizy otrzymanych danych dokonano oczyszczenia przebiegów z artefaktów związanych z mimowolnymi ruchami podczas stania w miejscu. W tym celu wybrano markery, na które nie mają wpływu ruchy klatki piersiowej podczas oddychania – dla przodu klatki były to znaczniki naklejone na kolce biodrowe (#10, #11), natomiast dla tyłu zostały obrane punkty przyklejone na kości krzyżowej (#17, #18). Ponieważ przebiegi te zawierają głównie ruchy, niezwiązane z oddychaniem, uznano je za wykresy zakłóceń pozostałych znaczników. Dla kolejnych 14 markerów wyznaczono przebiegi, zakresy przemieszczeń danych markerów w osi X (osi strzałkowej) dla odpowiednich grup badawczych – dla grupy kontrolnej oraz dla grupy właściwej. Analizę przeprowadzono dla osi strzałkowej ze względu na największą ruchomość klatki piersiowej właśnie w tym kierunku.

### 3. WYNIKI

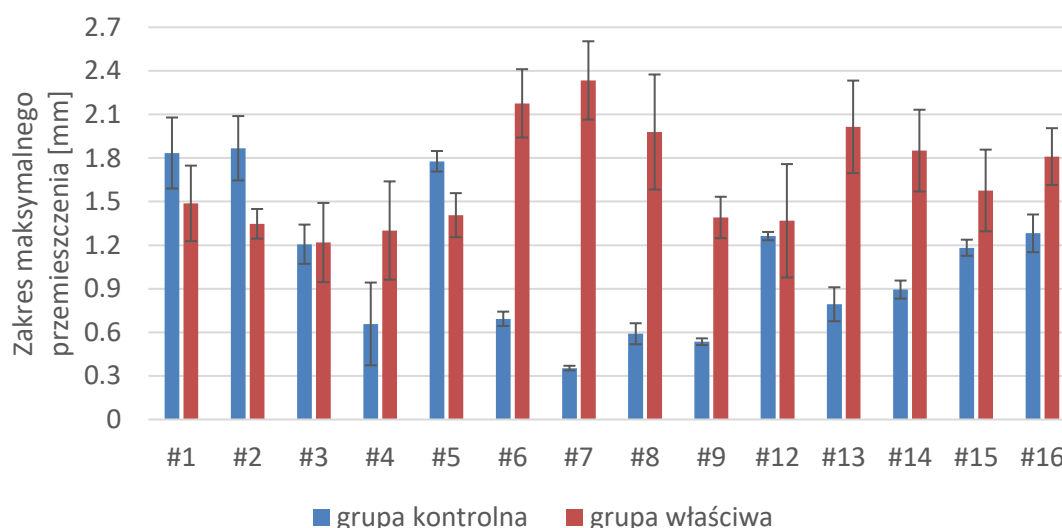
#### 3.1. Analiza maksymalnych zakresów przemieszczeń klatki piersiowej dla obu grup badawczych

W trakcie spokojnego oddychania analiza maksymalnych zakresów przemieszczeń znaczników wykazała tendencję wzrostową dla grupy właściwej – rys. 2. Dla wszystkich markerów wartości ich maksymalnych zakresów przemieszczeń, zarówno naklejonych na przodzie klatki piersiowej, jak i na jej tyle, są wyższe średnio o 49% w porównaniu do grupy kontrolnej. W celu dokonania oceny symetryczności wartości pomiędzy markerami #1 i #2, #6 i #8, #7 i #9 oraz #15 i #16 wyliczono wartość asymetrii. W przypadku grupy kontrolnej dla markerów #1 i #2 oraz #15 i #16 wyznacza się różnicę na poziomie 23%, natomiast dla grupy właściwej wynosi ona zaledwie 3%. Odwrotną sytuację zauważa się przy wyznaczeniu asymetryczności zakresów dla markerów położonych w okolicy mostka i żeber, gdzie (#6 i #8 oraz #7 i #9) – tam dla grupy kontrolnej różnice wynoszą ok. 7%, natomiast dla grupy właściwej 26%. Przemieszczenia grupy kontrolnej zawierają się w przedziale  $0,4 \div 1$  mm, natomiast grupy właściwej  $1 \div 1,8$  mm.



Rys. 2. Maksymalne zakresy przemieszczeń dla obu grup badawczych w osi strzałkowej przy spokojnym oddychaniu

Podczas wykonywania drugiego ćwiczenia z głębokim wdechem i wydechem, analiza maksymalnych zakresów przemieszczeń znaczników nie wykazała jednolitej tendencji zachowywania się zakresów przemieszczeń dla grupy z lejkowatą klatką piersiową względem grupy kontrolnej – rys. 3. Dla większości markerów wartości ich maksymalnych zakresów przemieszczeń uległy wzrostowi – głównie w miejscach, gdzie na ruchy klatki wpływają mięśnie (okolice żeber) – tendencja wzrostowa dla tych znaczników jest równa ok. 46% względem grupy kontrolnej. W miejscach, gdzie na przemieszczenie ściany klatki wpływają ruchy płuc i żeber występuje tendencja spadkowa wynosząca ok. 30% w porównaniu do grupy kontrolnej. W ramach oceny symetryczności pomiędzy punktami #1 i #2, #6 i #8, #7 i #9 oraz #15 i #16, można zauważyć asymetrię, która jest bardziej zauważalna w przypadku analizy markerów w obrębie żeber klatki piersiowej. W przypadku grupy kontrolnej dla markerów #1 i #2 oraz #15 i #16 wyznacza się różnicę na poziomie 5%, a dla grupy właściwej wynosi ona 12%. Z zachowaną tendencją wzrostową różnicy pomiędzy grupami, wartość asymetrii dla markerów położonych w okolicy mostka i żeber dla grupy kontrolnej wynosi 28%, natomiast dla właściwej 36%. Przemieszczenia grupy kontrolnej zawierają się w przedziale 0,3 ÷ 1,8 mm, natomiast grupy właściwej 1,2 ÷ 2,3 mm.

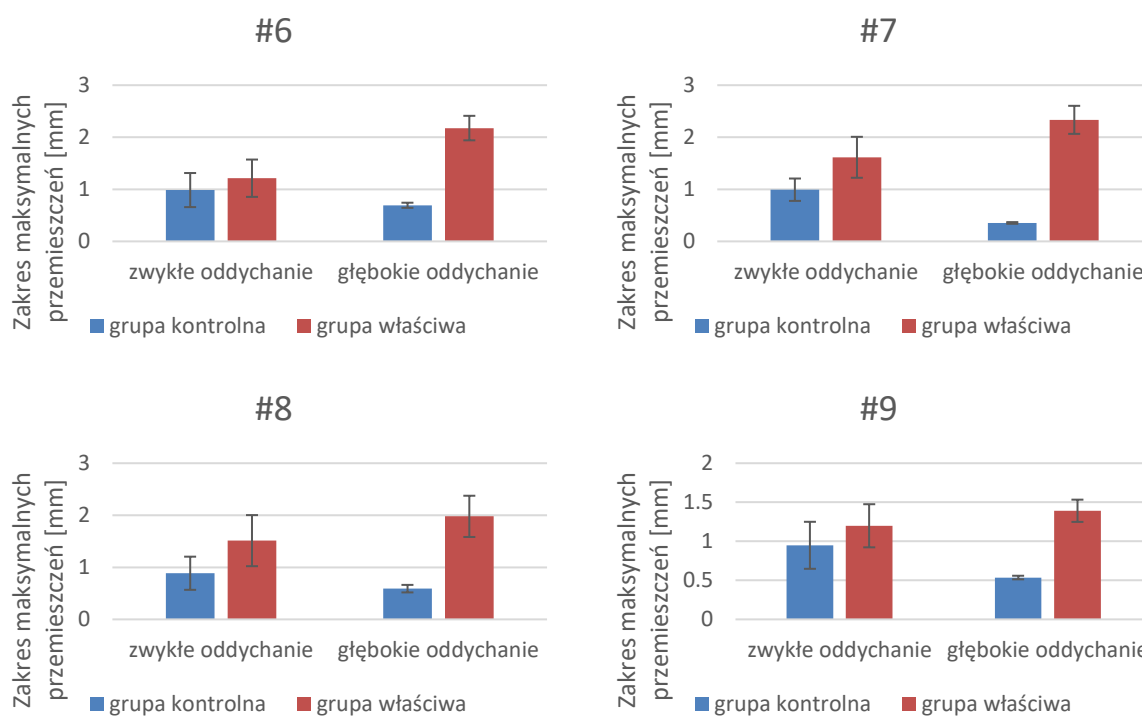


Rys. 3. Maksymalne zakresy przemieszczeń dla obu grup badawczych w osi strzałkowej przy głębokim oddychaniu

### 3.2. Analiza porównawcza maksymalnych zakresów przemieszczenia dla wybranych markerów dla obu grup badawczych

Dokonując analizy otrzymanych zakresów przemieszczenia poszczególnych markerów dla obu grup badawczych, można zauważyć, iż w większości przypadków (w 82 %) wartości uzyskane przy wykonywaniu głębokich wdechów i wydechów, są wyższe (średnio o 57 % dla grupy kontrolnej i 22 % dla grupy właściwej) niż otrzymane przy normalnym oddychaniu.

Interesującą tendencję zanotowano dla grupy kontrolnej przy ocenie zmiany wartości zakresów przemieszczenia dla markerów #6 – #9 gdzie, wyniki uzyskane w drugiej próbie (podczas głębokiego oddychania) otrzymały niższe (średnio o 43%) parametry (rys. 4). Takiej tendencji nie zauważa się w grupie właściwej, gdzie wartości zakresów uzyskanych dla analizowanych markerów, zachowują podobny 28% stopień wzrostu względem średniej podwyżki parametrów, otrzymanych dla tej grupy.



**Rys. 4. Porównanie zakresów przemieszczeń poszczególnych markerów podczas obydwu prób dla grupy kontrolnej i właściwej**

Dla grupy kontrolnej zakres przemieszczenia markerów na przodzie klatki piersiowej średnio osiąga wartość  $0,73 \pm 0,41$  mm dla zwykłego oddychania oraz ok.  $1,06 \pm 0,25$  mm dla głębokiego oddychania, natomiast na tyle klatki piersiowej wynosi odpowiednio dla danej próby:  $0,59 \pm 0,28$  mm oraz  $1,08 \pm 0,16$  mm. Różnica pomiędzy próbami dla zakresów wyznaczonych dla markerów #1 – #9 wynosi 0,33 mm natomiast dla znaczników #12 – #16 jest równa 0,49 mm. Dla grupy właściwej wartości uzyskane dla zakresów przemieszczeń względem zwykłego oddychania z przodu klatki wynoszą  $1,29 \pm 0,56$  mm, natomiast dla części tylnej klatki  $1,44 \pm 0,68$  mm. Dla głębokiego oddychania wartości te kształtują się odpowiednio:  $1,63 \pm 0,48$  mm oraz  $1,72 \pm 0,59$  mm. Różnica pomiędzy próbami dla zakresów wyznaczonych do odpowiednich markerów #1 – #9 wynosi 0,34 mm natomiast dla znaczników #12 – #16 jest równa 0,28 mm. Dla markerów znajdujących się na przodzie klatki piersiowej różnice względem obu grup badawczych są porównywalne (różnica wynosi zaledwie 3%), natomiast wyznaczone różnice pomiędzy markerami naklejonymi na tyle klatki piersiowej dla obu grup badawczych wynoszą ok. 41%. Ocenia się więc, iż dla markerów znajdujących się na przodzie klatki piersiowej następuje tendencyjny wzrost, natomiast dla znaczników naklejonych na tyle nie występuje spójna tendencja.

#### 4. WNIOSKI

Ocena maksymalnych zakresów przemieszczeń dla obu grup badawczych wykazała, że pacjenci po korekcji lejkowatej deformacji charakteryzują się większą ruchomością klatki piersiowej. Wniosek ten jest jednak sprzeczny z oczekiwanymi wynikami. Wcześniejsze badania (wg. dr. A. Koumbourlis) wykazywały, iż płyta korekcyjna powodowała usztywnienie układu i zmniejszenie aktywności mięśni oddechowych w obrębie klatki, co prawdopodobnie powinno przyczynić się do zmniejszenia ruchomości [1]. Obecne badania zostały jednak wykonane na małej grupie badawczej, tak więc aby potwierdzić otrzymany wniosek, należałoby powtórzyć badanie na większej liczbie badanych. Przy wykonywaniu drugiego

ćwiczenia (głębokiego oddychania) zaobserwowano, iż dla pacjentów z PE dla markerów w obrębie jamy brzusznej klatki piersiowej następuje wzrost wartości zakresu przemieszczenia, natomiast dla grupy kontrolnej spadek względem oddychania normalnego. Różnice te mogą być spowodowane faktem, iż prawdopodobnie lejkowata klatka piersiowa wpływa na zmianę jej mechaniki, co zostało wykazane w badaniach z 2009 roku [1]. Podczas głębokiego i szybszego oddychania u zdrowej osoby zaobserwowano pracę górnej części klatki piersiowej, natomiast u badanych z płytą korygującą deformację klatki zauważono pracę dolnej jej części. Obserwacje takie, mogą być częściowo uzasadnione – w przypadku obniżonej aktywności mięśni oddechowych u osób z PE, zwiększa się aktywność mięśni jamy brzusznej, powodując większe przemieszczenia. Analizując markery znajdujące się na plecach badanej osoby dla grupy właściwej również można odnotować wzrost wartości przemieszczeń tych znaczników względem grupy kontrolnej – co jest zbieżne z wskazaniami w dostępnych badaniach. Jedne z nich wykazują, iż lejkowata klatka piersiowa sprzyja rozwojowi skoliozy odcinka piersiowego, poprzez zaburzoną mechanikę żeber, które wywierają nacisk na kręgosłup – stąd prawdopodobnie zostały odnotowane wyższe wartości zakresów przemieszczeń [1].

## LITERATURA

- [1] Koumbourlis A.C.: Pectus excavatum: Pathophysiology and clinical characteristic. Paediatric Respiratory Reviews, vol. 10(1), 2009, p. 3-6.
- [2] Molik K., Engum S., Rescorla F., West K., Scherer L.R., Grofeld J.: Pectus Excavatum Repair: Experience with Standard and Minimal Invasive Techniques. Journal of Pediatric Surgery, vol. 36(2), 2001, p. 324 – 328.
- [3] <http://wcpit.pl/> (5.11.2016).
- [4] <http://www.torako chirurgia.gda.pl> (19.09.2016)
- [5] Nowakowska K., Jochymczyk-Woźniak K.: Ocena chodu dzieci z mózgowym porażeniem na podstawie wskaźnika GDI. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 8/2014, s. 127.

## EVALUATION OF THORAX KINEMATICS IN PATIENT WITH PECTUS EXCAVATUM, AFTER IMPLANTATION OF CORRECTIVE PLATE

**Abstract:** The article presents a research the kinematics of the chest when breathing investigation in patients with PE. In this study were used an optoelectronic system APAS. The analysis was performed with two exercises: normal and deep breathing.

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

## **PERSPEKTYWA ROZWOJU SPERSONALIZOWANYCH WKŁADEK I ANALIZY DYNAMIKI CHODU W OPARCIU O SYSTEMY KLASY CAD/CAM**

**Streszczenie:** Celem niniejszej pracy było zbadanie wpływu zastosowania zróżnicowanych pod względem twardości oraz struktury materiałów EVA, stosowanych powszechnie w produkcji indywidualnych wkładek za pomocą frezowania CNC na zmniejszenie nacisków pojawiających się na podszwowej stronie stopy. Pomiar siły reakcji podłoża przeprowadzono na grupie liczącej 5 osób w warunkach laboratoryjnych, bezpośrednio w obuwiu badanego, podczas użytkowania kolejno pięciu par wkładek indywidualnych wytworzonych z materiału EVA o różnej twardości oraz architekturze warstwowej. W 6 z 8 analizowanych regionach odnotowano znaczącą redukcję nacisków w trakcie użytkowania indywidualnych wkładek, w porównaniu z płaską wkładką kontrolną, przy czym odnotowano, iż materiały trójwarstwowe zapewniają najwyższy poziom redukcji.

**Słowa kluczowe:** wkładki indywidualne, siła nacisku, systemy CAD/CAM, materiał EVA, redukcja nacisków

### 1. WSTĘP

Postęp technologiczny z zakresu systemów inżynierskich wspomagania projektowania oraz wytwarzania otwiera nowe perspektywy w diagnozowaniu i leczeniu chorób stóp i wad postawy. Wkładki korekcyjne nie stanowią wyłącznie biernego podparcia stopy. Wraz z modyfikacjami kształtu opierającymi się na indywidualnych uwarunkowaniach użytkownika są aktualnie najlepszym szeroko dostępnym rozwiązaniem redukującym naciski pojawiające się na podszwowej stronie stopy [1,2]. Wielkość redukcji siły nacisku a tym samym skuteczność terapeutyczna w dużej mierze uwarunkowane są właściwościami fizykochemicznymi materiałów wykorzystywanych w procesie wytwarzania indywidualnych wkładek. Obecnie, badania poruszające tematykę wpływu zastosowania wkładek korekcyjnych na zmniejszenie siły reakcji podłoża nie dostarczają szczegółowych informacji na temat typu oraz właściwości mechanicznych materiału stosowanego w zależności od zróżnicowanych wymagań pacjenta [2]. Porównanie efektywności określonych typów materiałów, opierające się na pomiarach wartości siły nacisku bezpośrednio w obuwiu badanego, przeprowadzono zarówno w próbach statycznych jak i dynamicznych [3] nie mniej jednak badania te nie

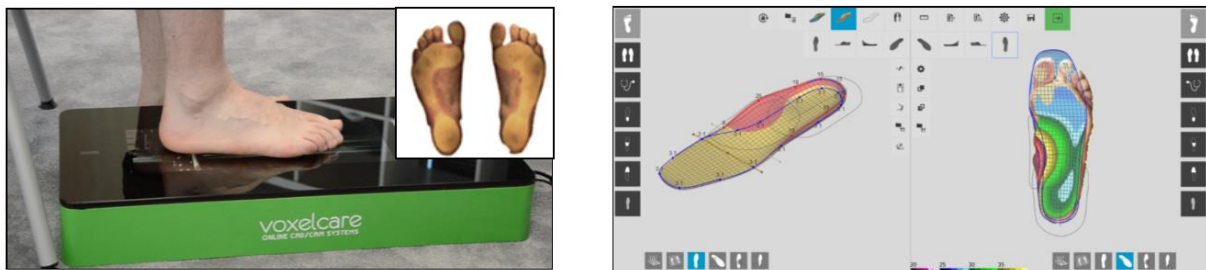


obejmowały materiału EVA (kopolimeru ocatanu i winylu). Celem niniejszej pracy jest dostarczenie wstępnych informacji na temat efektywności terapeutycznej zróżnicowanych pod względem właściwości mechanicznych materiałów EVA stosowanych powszechnie w produkcji wkładek indywidualnych metodą frezowania CNC.

## 2. MATERIAŁ I METODA

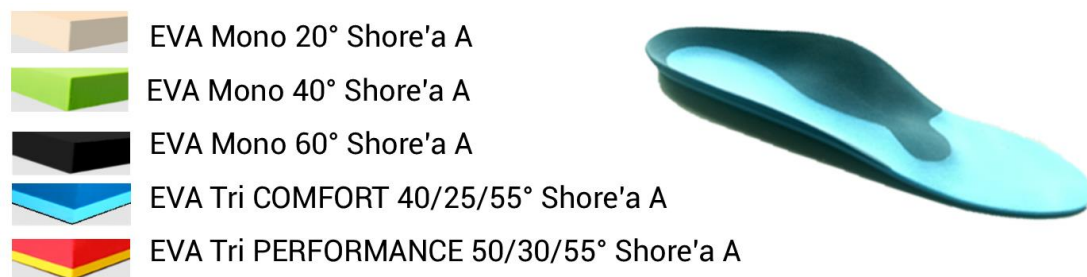
### 2.1. Przygotowanie próbek

Indywidualne wkładki zostały zaprojektowane a następnie wytworzone bazując na innowacyjnym i kompleksowym systemie Voxelcare Online. Trójwymiarowe obrazy podeszwy stopy wygenerowane z zastosowaniem laserowego skanera 3D posłużyły do zaprojektowania wkładek dla każdego osobnika grupy eksperymentalnej. W celu znormalizowania warunków wytwarzania poszczególnych wkładek, zaprojektowane modele nie posiadały żadnych dodatkowych elementów korekcyjnych natomiast sam kształt wkładki został zdeterminowany poprzez algorytm oprogramowania wyznaczający geometrię wkładki na podstawie skanu 3D.



Rys. 1. a) Laserowy skaner 3D – moment dokonywania pomiaru oraz uzyskany obraz, b) komputerowy projekt indywidualnej wkładki

Grubość każdej wkładki w obszarze przodostopia wynosiła 3 mm. Wkładki zostały wyfrezowane z 5 typów bloków materiału EVA charakteryzujących się zróżnicowaną twardością oraz strukturą. Specyfikę poszczególnych materiałów zaprezentowano na Rys.2.



Rys. 2. Specyfikacja materiałów EVA wykorzystanych podczas badania

Wszystkie wkładki indywidualne wytworzono na maszynie frezującej VCM 110 Voxelcare z dokładnością 0,1 mm. Płaska wkładka kontrolna (WK) została wycięta na kształt konturu podeszwy z arkusza materiału EVA (30° Shore'a) o grubości 3 mm.



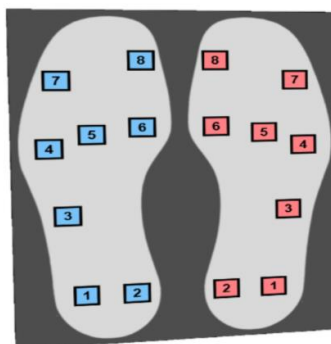
## 2.2. Badanie

Badanie zostało przeprowadzone na grupie 5 zdrowych ochotników w średnim wieku 24 ( $\pm 2,4$ ) lat, wzroście 182 ( $\pm 4,6$ ) cm i wadze 76,5 ( $\pm 5,8$ ) kg. Wszyscy uczestnicy badania prowadzili aktywny tryb życia i nie posiadali żadnych dysfunkcji w obrębie kończyn dolnych, predysponujących do wykluczenia z badania. Średnia wartość wskaźnika wagowo-wzrostowego grupy nie przekraczała 30 (BMI=23,7 $\pm$ 1,4). Tabela 1 przedstawia charakterystykę grupy eksperymentalnej.

**Tabela 1. Charakterystyka grupy eksperymentalnej**

	Wiek	Wzrost (cm)	Waga (kg)	BMI
Obiekt 1	24	182	76,3	23,0
Obiekt 2	22	179	78,9	24,6
Obiekt 3	26	177	69,0	22,0
Obiekt 4	21	189	82,4	23,1
Obiekt 5	26	184	86,9	25,7
Średnia	24 $\pm$ 2,3	182 $\pm$ 4,6	76,5 $\pm$ 5,8	23,7 $\pm$ 1,4

Pomiar siły reakcji podłoża będącej wektorem wypadkowym trzech składowych ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ) podczas chodu dokonano z zastosowaniem bezprzewodowego systemu baropodometrycznego (In-Shoe PRESSURE SYSTEM ADVANCED | Voxelcare), umożliwiającego rejestrację siły nacisków bezpośrednio w obuwiu badanego. System pomiarowy bazuje na dwóch cienkich wkładkach o grubości 1 mm, wyposażonych w 8 rezystancyjnych sensorów (S 1-8) siły nacisku. Częstotliwość próbkowania układu wynosi 100 Hz. Rys.3 prezentuje rozmieszczenie poszczególnych sensorów na powierzchni elastycznych wkładek.



**Rys. 3. Schemat rozmieszczenia sensorów na powierzchni elastycznych wkładek**

Badanie dynamiczne stóp przeprowadzono w warunkach laboratoryjnych na bieżni. Kąt nachylenia pasa biegowego wynosił 0°, natomiast prędkość przesuwu taśmy 4 km/h. Wkładki sensoryczne umieszczono w ustandaryzowanym obuwiu pacjenta, zapinanym na rzepy, nie posiadającym profilu korekcyjnego na wewnętrznej stronie podeszwy. Uśrednione wartości nacisków zaobserwowane niezależnie na poszczególnych sensorach zarejestrowano podczas użytkowania wkładek indywidualnych oraz wkładki kontrolnej podczas 2 minutowych sesji pomiarowych. Uzyskane wyniki poddano analizie statystycznej, gdzie w pierwszej kolejności zbadano normalność rozkładu - test Shapiro-Wilka dla ( $p = 0,05$ ) a następnie przeprowadzono analizę wariancji ANOVA, przyjmując poziom istotności ( $p < 0,05$ ).

### 3. WYNIKI I DYSKUSJA

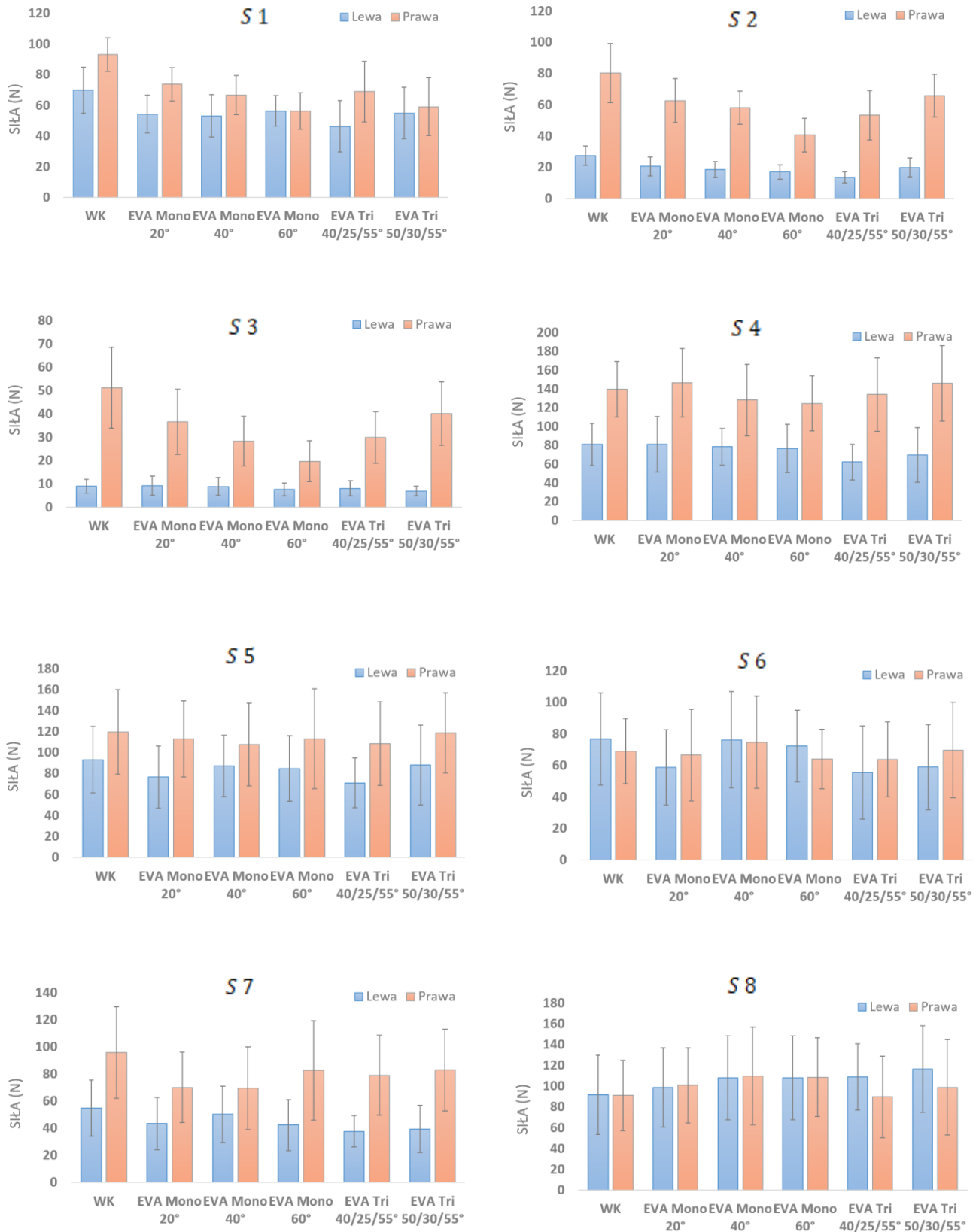
Średnie wartości siły nacisku zarejestrowane w warunkach użytkowania wkładek indywidualnych oraz (WK) wraz z odchyleniem standardowym (średnia  $\pm$  odchylenie standardowe) zestawiono w Tabeli 2.

**Tabela 2. Porównanie siły nacisku zarejestrowanej w warunkach użytkowania wkładek indywidualnych oraz WK**

Obszar		WK	EVA Mono 20°	EVA Mono 40°	EVA Mono 60°	EVA Tri 40/25/55°	EVA Tri 50/30/55°	P- wartość
S1 (N)	L	69,8 $\pm$ 15	54,4 $\pm$ 12,3	53,2 $\pm$ 13,7	56,4 $\pm$ 9,8	46,3 $\pm$ 16,7	54,9 $\pm$ 16,7	< 0,001
	P	93 $\pm$ 10,9	73,7 $\pm$ 10,8	66,8 $\pm$ 12,7	57,2 $\pm$ 11,9	69 $\pm$ 19,7	59 $\pm$ 18,8	< 0,001
S2 (N)	L	27,4 $\pm$ 6,2	20,5 $\pm$ 6,1	18,6 $\pm$ 5,1	17 $\pm$ 4,6	13,5 $\pm$ 3,5	19,8 $\pm$ 6	< 0,001
	P	80,2 $\pm$ 18,8	62,7 $\pm$ 14	58,2 $\pm$ 10,7	40,6 $\pm$ 10,7	53,3 $\pm$ 15,7	65,8 $\pm$ 13,6	< 0,001
S3 (N)	L	9 $\pm$ 3	9,2 $\pm$ 4,2	8,9 $\pm$ 3,8	7,6 $\pm$ 2,8	8,1 $\pm$ 3,2	6,9 $\pm$ 2,1	< 0,001
	P	51,3 $\pm$ 17,4	36,5 $\pm$ 14	28,3 $\pm$ 10,7	19,7 $\pm$ 8,7	29,9 $\pm$ 11,1	40,1 $\pm$ 13,6	< 0,001
S4 (N)	L	81 $\pm$ 22,5	81,1 $\pm$ 29,5	78,5 $\pm$ 19,5	76,7 $\pm$ 25,7	62,2 $\pm$ 19	69,8 $\pm$ 29,2	< 0,001
	P	139,6 $\pm$ 29,5	146,6 $\pm$ 36,3	128,4 $\pm$ 38,2	124,8 $\pm$ 29,2	134,2 $\pm$ 39,3	146 $\pm$ 40,3	< 0,001
S5 (N)	L	93 $\pm$ 31,7	76,5 $\pm$ 29,6	87,2 $\pm$ 29,2	84,7 $\pm$ 31,3	71 $\pm$ 23,8	88,2 $\pm$ 38,1	< 0,001
	P	119,5 $\pm$ 40,3	113 $\pm$ 36,2	1107,6 $\pm$ 39,3	113,1 $\pm$ 47,6	108,5 $\pm$ 40,1	118,7 $\pm$ 38,2	< 0,001
S6 (N)	L	69 $\pm$ 20,7	66,7 $\pm$ 29,1	74,7 $\pm$ 29,2	64 $\pm$ 18,9	63,8 $\pm$ 23,8	69,8 $\pm$ 30,3	< 0,001
	P	76,8 $\pm$ 29,2	58,7 $\pm$ 24	67,3 $\pm$ 30,1	72,3 $\pm$ 22,8	55,5 $\pm$ 29,6	58,9 $\pm$ 27,1	< 0,001
S7 (N)	L	54,9 $\pm$ 20,7	43,4 $\pm$ 19,4	50,1 $\pm$ 20,7	42,2 $\pm$ 18,9	37,6 $\pm$ 11,6	39,4 $\pm$ 17,4	< 0,001
	P	95,9 $\pm$ 33,8	70 $\pm$ 26,1	69,5 $\pm$ 30,5	82,5 $\pm$ 36,8	78,9 $\pm$ 29,5	82,9 $\pm$ 30,2	< 0,001
S8 (N)	L	91,6 $\pm$ 38,2	98,7 $\pm$ 38,1	108 $\pm$ 40,3	108,8 $\pm$ 39,4	109 $\pm$ 31,8	116,6 $\pm$ 41,8	< 0,001
	P	91 $\pm$ 33,8	100,9 $\pm$ 36	110,8 $\pm$ 47	108,4 $\pm$ 37,9	89,8 $\pm$ 39,3	98,9 $\pm$ 45,8	< 0,001

Analizując otrzymane wyniki stwierdzono, iż wkładki indywidualne wytworzone z materiału EVA, niezależnie od zastosowanego materiału, redukują znacząco naciski ( $p < 0,005$ ) w obszarach (S1, S2, S3, S5, S6 i S7), w porównaniu do (WK). Największy poziom redukcji odnotowano w obszarze (S2) - 41% dla materiału EVA Tri COMFORT (40/25/55). Ogólnie, średnie wartości siły nacisku zarejestrowane dla stopy prawej były znacznie wyższe w porównaniu do stopy lewej z wyjątkiem obszaru (S6, S8). Tendencja ta może wynikać z faktu, iż wszyscy członkowie grupy eksperymentalnej byli prawonożni. Najmniejsze różnice w sile nacisku, pomiędzy stopą lewą oraz prawą zarejestrowano w obszarze S8.

Relatywnie, najmniejszą siłę nacisków w warunkach użytkowania wkładki indywidualnej EVA Tri PERFORMANCE (50/30/55) zaobserwowano w obszarze S3 dla stopy lewej ( $6,9 \pm 2,1$  N). Okazało się, że materiały o architekturze warstwowej są najbardziej efektywne w redukowaniu nacisków. Zaskakującym, okazał się fakt, iż średnie wartości nacisków w obszarze (S4, S8) zarejestrowane podczas użytkowania wkładek indywidualnych były wyraźnie wyższe od nacisków uzyskanych dla (WK), co mogło by negować zasadność stosowania wkładek indywidualnych w leczeniu dolegliwości bólowych w obrębie łańcucha kinematycznego. Analogiczną zależność zaobserwowano w pracy [2] wykorzystując wkładki indywidualne wytworzone z średniej twardości materiału EVA oraz średniej twardości poliuretanu. Rys. 4 przedstawia zestawienie średnich wartości siły nacisku zarejestrowanych niezależnie dla obszarów S1-S8 dla stopy prawej i lewej.



**Rys. 4. Porównanie siły nacisku na podszewkowej stronie stopy, zarejestrowanej w warunkach użytkowania zróżnicowanych wkładek z materiału EVA w obszarach S1-S8**

#### 4. PODSUMOWANIE

Otrzymane wyniki pozwalają stwierdzić, że wkładki indywidualne wytworzone z materiału EVA w zakresie twardości (20-60°) w skali Shore'a, niezależnie od konfiguracji warstwowej redukują naciski pojawiające się na podeszwowej stronie stopy, w porównaniu z wkładką płaską. Niemniej jednak, podobnie jak w badaniach pokrewnych nie zaobserwowano zmniejszenia siły nacisku we wszystkich rozważanych obszarach co może sugerować, iż wkładki wytworzone z materiału EVA nie zaspakajają w pełni potrzeb użytkownika. Należy również zwrócić uwagę na nowoczesne technologie wytwarzania indywidualnych wkładek bazujące na precyzyjnych urządzeniach diagnostycznych oraz w pełni zautomatyzowanym procesie produkcji pozwalającym wykorzystywać coraz to ciekawsze, niekonwencjonalne materiały charakteryzujące się doskonałymi właściwościami mechanicznymi.

#### LITERATURA

- [1] Owings T.M., Woerner J.L., Frampton J.D., Cavanagh P.R., Botek G.: Custom Therapeutic Insoles Based on Both Foot Shape and Plantar Pressure Measurements Provide Enhanced Pressure Relief. *Diabetes Care*, vol. 31(5), 2008, p. 839-44.
- [2] Healy A., Dunning D.N., Chockalingam N.: Effect of Insole Material on Low Limb Kinematics and Plantar Pressure During Treadmill Walking. *Prosthet Orthot Int.*, vol. 36(1), 2012, p. 53-62.
- [3] Tik-Pui Fong D., Yue-Yan Chan, Hong Y., Shu-Hang Yung P., Kwai-Yau Fung, Kai-Ming Chan: Estimating the Complete Ground Reaction Forces with Pressure Insoles in Walking. *Journal of Biomechanics*, vol. 41, 2008, p. 2597-2601.
- [4] Tong Jasper W.K., Eddie Y.K. Ng: Preliminary Investigation on the Reduction of Plantar Pressure with Different Insole Materials (SRP- Slow Recovery Poron, P-Poron, PPF-Poron + Plastazote, firm and PPS-Poron + Plastazote, soft). *The Foot*, vol. 20(1), 2010, p. 1-6.
- [5] Buss S.A., Ulbrecht J.S., Cavanagh P.R.: Pressure Relief and Load Redistribution by Custom-Made Insoles in Diabetic Patients with Neuropathy and Foot Deformity. *Clinical Biomechanics*, vol. 19, 2004, p. 629-638.

### **DEVELOPMENT PROSPECTS OF CUSTOM INSOLES AND GAIT DYNAMICS ANALYSIS BASED ON CAD/CAM SYSTEMS**

**Abstract:** The main aim of this study was to examine the influence of different shore hardness and structure EVA materials commonly used in individual insoles fabrication on plantar pressure reduction. The ground reaction force measurements were performed in laboratory on the group of total 5 volunteer subjects while fitted in custom insoles fabricated from different EVA materials. 6 out of 8 regions shows the significant reduction of plantar pressure wearing the custom insoles when compared to control insole. Moreover, most effective in reducing pressure were the triple-layer EVA materials.

**Bożena GZIK-ZROSKA<sup>1</sup>, Kamil JOSZKO<sup>2</sup>, Justyna ROSTOCKA<sup>3</sup>**

<sup>1</sup>Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

<sup>2</sup>Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

<sup>3</sup>Studenckie Koło Naukowe „Biokreatywni” przy Katedrze Biomechatroniki Politechniki Śląskiej

## WYZNACZENIE WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH ŚCIĘGIEN ŚWIŃSKICH DO ZASTOSOWAŃ KSENOGENICZNYCH

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono wyniki badań doświadczalnych przeprowadzonych na ścięgnach przednich kończyn świńskich. Badania przeprowadzono przy użyciu maszyny wytrzymałościowej MTS Insight. W ramach badań wyznaczono wartości modułu Younga, naprężeń oraz odkształceń ścięgien palców przednich jako preparatów do zastosowań ksenogenicznych.

**Słowa kluczowe:** statyczna próba rozciągania, ścięgno, moduł Younga.

### 1. WSTĘP

Ścięgna to struktury łączące mięsień z kością, przenoszące siły skurczu mięśniowego na kość wywołując ruch w stawie. Wraz z więzadłami oraz mięśniami stanowią elementy układu ruchu. Składają się przede wszystkim z włókien kolagenu, substancji podstawowej i fibrocytów. Są one odpowiedzialne za syntezę białek w macierzy zewnątrzkomórkowej, produkowanie przestrzeni międzykomórkowej i jej przebudowy podczas gojenia się ścięgna. Ścięgna są utworzone przez tkankę łączną zbitą o regularnym układzie włókien [5-7]. Ze względu na swoją strukturę oraz pełnione funkcje często ulegają zerwaniu i wymagają rekonstrukcji. Urazy ścięgien można leczyć, jednak nie osiągają one tych samych właściwości biochemicznych co przed kontuzją. Zrozumienie procesów patologicznych oraz biomechanicznych jest konieczne do poprawy diagnostyki klinicznej i leczenia ścięgien. Coraz częściej w inżynierii tkankowej oraz medycynie regeneracyjnej wykorzystywane są materiały ksenogeniczne, czyli pozyskiwane od innych gatunków. Ze względu na zbliżoną budowę anatomiczną wykorzystywane są tkanki świńskie [9]. Istotnym jest zatem znajomość ich właściwości biomechanicznych oraz porównanie ze strukturami anatomicznymi człowieka. Nie istnieje jedna uniwersalna metoda wyznaczania własności mechanicznych ścięgien. Od lat przeprowadzane są testy z wykorzystaniem ultradźwięków, rezonansu magnetycznego, maszyn wytrzymałościowych oraz dynamometrów. Ze względu na brak możliwości wykorzystania w niektórych badaniach organizmów żywych badania przeprowadzane są na preparatach. W niniejszej pracy przeprowadzono badania wytrzymałościowe ścięgien świńskich mające na celu określenie własności mechanicznych badanych struktur.

## 2. METODYKA BADAŃ

Badania doświadczalne przeprowadzono w Katedrze Biomechatroniki Politechniki Śląskiej z wykorzystaniem maszyny wytrzymałościowej MTS Insight 2 (Rys. 1)

a)



b)



**Rys. 1. a) Maszyna wytrzymałościowa MTS Insight 2, b) preparat zamocowany w uchwytach**

Próbki do badań pobrano od świń w wieku ok. 6 miesięcy i wadze od 80 do 100 kg (Rys. 2), a następnie przebadano wciągi 24 godzin od czasu uboju.



**Rys. 2. Próbki ścięgien świni**

Wypreparowanych zostało po 5 ścięgien z 10 przednich nóg (ścięgno prostownika palca II, ścięgno brzuśca przyśrodkowego palca III, ścięgno brzuśca pośrodkowego palca III i IV, ścięgno prostownika palca IV, ścięgno prostownika palca V). Do czasu przeprowadzenia badań próbki przechowywane były w soli fizjologicznej w celu utrzymania stałego poziomu nawilżenia. Próbki mocowano w uchwytach zabezpieczonych specjalistycznymi wkładami, których celem było zminimalizowanie spiętrzenia naprężeń w miejscu mocowania próbki. Odległość między uchwytami wynosiła 60 mm. Preparaty poddano guazi-statycznej próbie rozciągania z prędkością 10 mm/min do momentu zerwania próbki.



### 3. WYNIKI BADAŃ

Na podstawie przeprowadzonej statycznej próby rozciągania wyznaczono wartość maksymalnej siły zrywającej  $F_{\max}$  [N], maksymalne naprężenie  $\sigma_{\max}$  [MPa], odkształcenie przy zerwaniu  $\varepsilon_{\max}$  [%] oraz moduł Younga  $E$  [MPa]. Ponieważ przebadano po dziesięć próbek z każdego rodzaju ścięgna, obliczono średnie wartości oraz odchylenia standardowe. Tabela 1. przedstawia uśrednione wyniki z poszczególnych prób osobno dla każdego rodzaju ścięgna.

**Tabela 1. Uśrednione wyniki własności mechanicznych ścięgien świńskich**

Rodzaj ścięgna	$F_{\max}$ [N]	$\sigma_{\max}$ [MPa]	$\varepsilon_{\max}$ [mm/mm]	$E$ [MPa]
Ścięgno prostownika palca II	238,26 ±10,9	47,77 ±16,7	0,19 ±0,07	387,42 ±18,3
Ścięgno brzuśca przyśrodkowego palca III	204,49 ±7,9	56,40 ±24,3	0,10 ±0,03	742,98 ±28,1
Ścięgno brzuśca pośrodkowego palca III i IV	263,85 ±15,3	24,91 ±17,6	0,09 ±0,03	265,90 ±14,1
Ścięgno prostownika palca IV	264,89 ±18,9	39,32 ±25,4	0,34 ±0,09	496,79 ±41,6
Ścięgno prostownika palca V	138,67 ±10,2	25,00 ±17,5	0,09 ±0,01	344,95 ±14,5

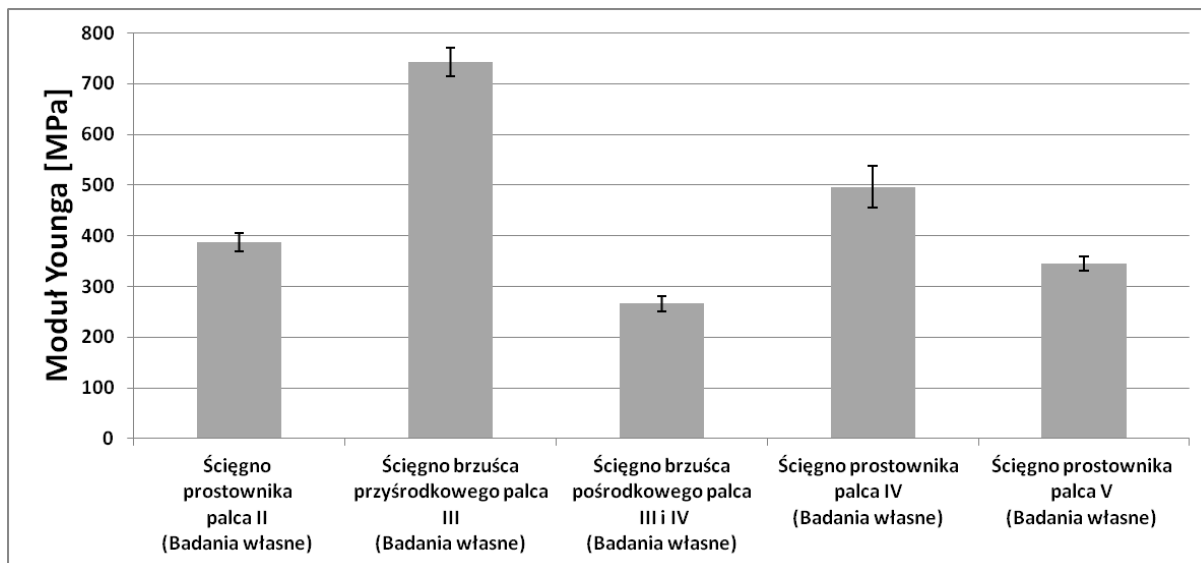
### 4. ANALIZA WYNIKÓW

Na podstawie uzyskanych wyników badań wyznaczono odchylenia standardowe dla wszystkich parametrów określających właściwości mechaniczne poszczególnych rodzajów ścięgien. Niewielkie odchylenia standardowe mogą wynikać z różnic osobniczych zwierząt. Średnie obciążenie przebadanych ścięgien świńskich wyniosło 220 N. Dla ścięgna prostownika palca IV oraz ścięgna brzuśca pośrodkowego palca III i IV uzyskano najwyższe średnie wartości, równe odpowiednio 264,9 N oraz 263,9 N, natomiast najniższą dla ścięgna prostownika palca V (tab. 1). Różnice między tymi wartościami mogą być związane z funkcją ścięgna, którą pełni w kończynie świńskiej oraz z polem przekroju ścięgna. Ścięgno prostownika palca IV w porównaniu ze ścięgnem prostownika palca V jest grubsze średnio o 1,39 mm.

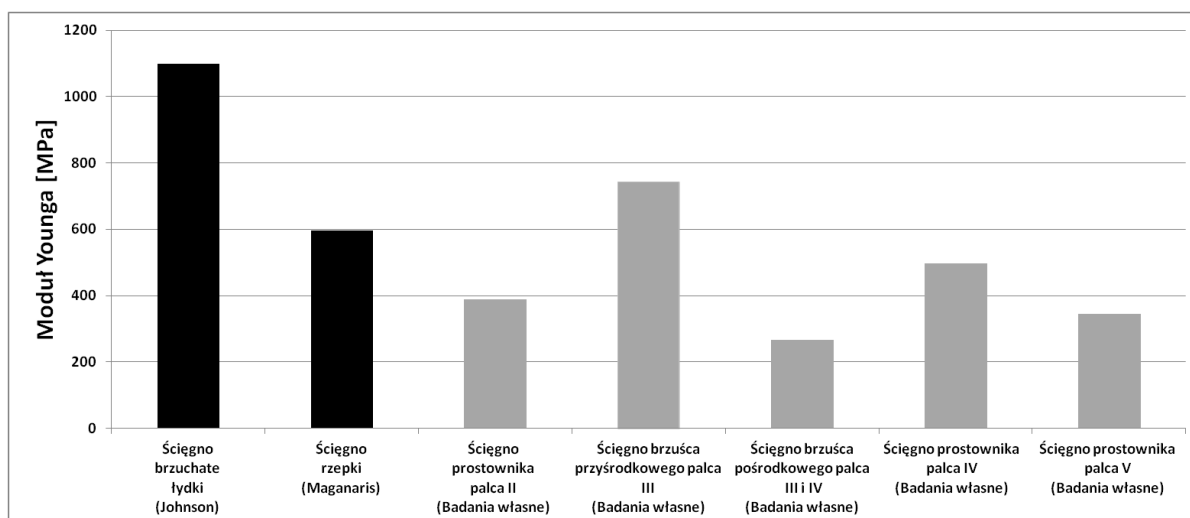
Na rysunku 3 przedstawiono uzyskane średnie wartości moduły Younga dla poszczególnych rodzajów ścięgien. Jak można zauważyć największe wartości uzyskano dla ścięgna brzuśca przyśrodkowego palca III 742,98 MPa, najmniejsze natomiast dla ścięgna brzuśca pośrodkowego palca III i IV 265,90 MPa. Wartości Modułu Younga pozostałych ścięgien są do siebie zbliżone i wynoszą odpowiednio dla ścięgna prostownika palca II 387,42 MPa, ścięgna prostownika palca IV 496,79 MPa oraz ścięgna prostownika palca V 344,95 MPa.

Porównując uzyskane wyniki modułu Younga z wynikami badań innych autorów (Rys. 4) można zauważyć, iż wyniki są najbardziej zbliżone do wartości modułu Younga ścięgna rzepki człowieka wyznaczonej przez Johnsona i współautorów [2]. Inaczej sytuacja wygląda porównując wyniki z wartościami uzyskanymi podczas badań Maganarisa [3] na ścięgnię

brzuchatym łydki. Wartość modułu Younga ścięgna brzuchatego łydki jest ponad dwukrotnie większa od wartości dla ścięgien kończyny przedniej świni.

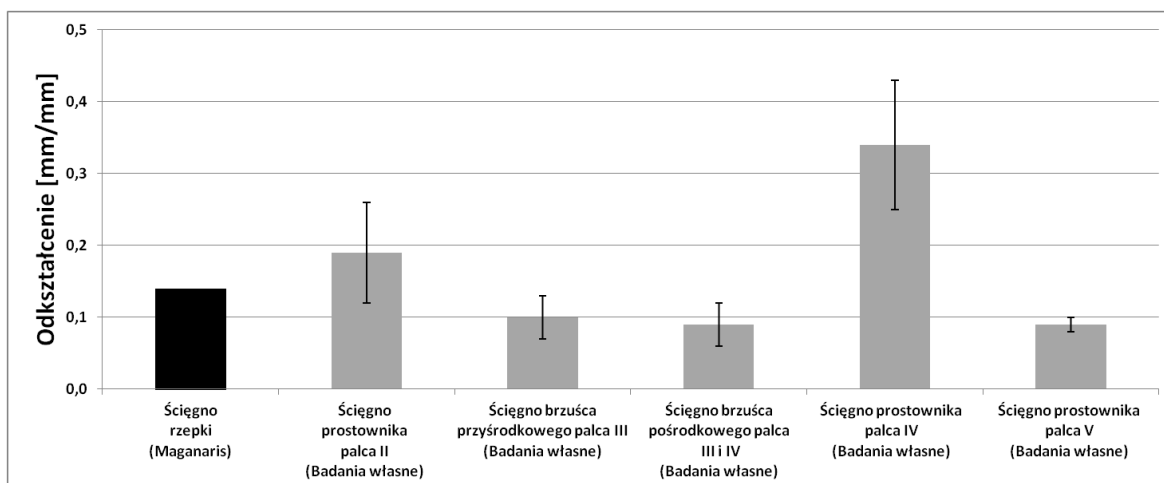


Rys. 3. Uśrednione wartości modułu Younga dla poszczególnych ścięgien świńskich



Rys. 4. Porównanie modułu Younga dla różnych ścięgien ludzkich i świńskich [2,3]

Na rysunku 5 przedstawiono średnie wartości odkształcenia dla poszczególnych rodzajów ścięgien. Największą wartością odkształcenia charakteryzuje się ścięgno prostownika palca IV 0,34 [mm/mm], najmniejsze wartości natomiast uzyskało ścięgno brzuśca pośrodkowego palca III i IV 0,09 [mm/mm].



Rys. 5. Uśrednione wartości odkształcenia przy zerwaniu dla ścięgien świńskich

## 5. PODSUMOWANIE

W dzisiejszych czasach w medycynie regeneracyjnej coraz popularniejsze stają się przeszczepy ksenogeniczne. Ze względu na utrudniony dostęp do preparatów transgenicznych koniecznym wydaje się zastępowanie ich preparatami zwierzęcymi. Wobec powyższego niezbędne jest poszerzenie wiedzy na temat biomechanicznych właściwości preparatów odzwierzęcych [8]. Wyznaczenie właściwości możliwe jest dzięki zastosowaniu specjalistycznej aparatury dostępnej w laboratoriach wytrzymałości materiałów. W niniejszej pracy podjęto próbę wyznaczenia parametrów mechanicznych ścięgien świńskich jak preparatów do zastosowań ksenogenicznych w rekonstrukcji ścięgna rzepki.

Na podstawie uzyskanych wyników badań można stwierdzić, iż właściwości mechaniczne ścięgien świńskich różnią się w zależności od rodzaju ścięgna. Porównując uzyskane wyniki badań można zaobserwować, że wartości modułu Younga dla ścięgna rzepki człowieka (605 MPa) oraz ścięgna brzośca przyśrodkowego palca III (742 MPa) są do siebie zbliżone. W przypadku odkształceń różnice w uzyskanych wartościach również są niewielkie i wynoszą dla ścięgna rzepki człowieka 0,14 [mm/mm] oraz 0,1 [mm/mm] ścięgna brzośca przyśrodkowego palca III. Dokonując oceny właściwości biomechanicznych ścięgien świńskich można stwierdzić, że do zastosowań rekonstrukcji ścięgna rzepki w przeszczepach ksenogenicznych najbardziej korzystnym wydaje się być ścięgno brzośca przyśrodkowego palca III. Uzyskane wyniki badań potwierdzają słuszność wykorzystania preparatów ksenogenicznych do przeszczepów rekonstrukcyjnych.

## LITERATURA

- [1] Janjić N., Ninković S., Harhaji V., Stanković M., Savić D., Milankov M.: Biomechanical properties of porcine tendon. Serbia: University of Novi Sad, 2013.
- [2] Johnson G.A., Tramaglino D.M., Levine R.E., Ohno K., Choi N.Y., Woo S.L.: Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. "Journal of Orthopaedic Research", No. 12, 1994, p. 796 - 803.
- [3] Maganaris C. N., Paul J. P.: Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. "Journal of Biomechanics", No. 35, 2002, p. 1639 – 1646.
- [4] Yamada H.: Strength of Biological Materials. The Williams & Wilkins Company, Baltimore 1970.

- [5] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji - Państwowego Instytutu Badawczego, Gliwice 2011.
- [6] Chruścicka N., Ciepiewski D., Łagan S.: Modelowanie endoprotezy stawu kolanowego. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 6, 2012, s. 15- 20.
- [7] Pukaluk A., Ryniewicz A.: Łąkotki stawu kolanowego – metody regeneracji. Aktualne Problemy Biomechaniki, zeszyt nr 12, 2017, s. 65- 74.
- [8] Rabij K., Kajzer A., Kajzer W.: Badanie własności mechanicznych bydłych kości udowych. Aktualne Problemy Biomechaniki, zeszyt nr 9, 2015, s. 105- 110.
- [9] <https://tvs.pl/informacje/przeszczep-wiezadla-kolanowego-dawca-swinia-wideo/>.

## **DETERMINATION OF MECHANICAL PROPERTIES SWINE TENDONS FOR XENOGENIC TRANSPLANTATIONS**

**Abstract:** In this paper it was presented the results of experimental investigations, performed on the swine tendons samples dissected from anterior limbs. The main aim of investigations was to determine the mechanical properties of swine tendons for xenogenic applications. The tests were carried out with the use of MTS Insight static machine. It was determined the Young's modulus values and also the stress and strains of tendons that occurs during the static tensile test.

**Joanna HAMERA<sup>1</sup>, Bożena GZIK-ZROSKA<sup>2</sup>, Sławomir SUCHOŃ<sup>2</sup>, Michał BURKACKI<sup>2</sup>**

<sup>1</sup>SKN „Biokreatywni”, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

<sup>2</sup>Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

## **KONCEPCJA URZĄDZENIA TRENINGOWEGO DLA OSÓB NIEPEŁNOSPRAWNYCH**

**Streszczenie:** W pracy przedstawiono koncepcję konstrukcji i model bryłowy urządzenia treningowego i rehabilitacyjnego dla osób niepełnosprawnych, ze szczególnym uwzględnieniem osób poruszających się na wózku inwalidzkim. Projekt został wykonany w programie Autodesk Inventor.

**Słowa kluczowe:** trening, rehabilitacja, sport, tetraplegia, paraplegia, CAD

### **1. WSTĘP**

Uszkodzenie rdzenia kręgowego (URK) jest jedną z najczęstszych przyczyn wystąpienia niepełnosprawności – każdego roku w związku z URK opieki wymaga 250 do 500 tys. osób na świecie [1]. Dysfunkcje funkcjonalne tych osób mogą być niwelowane przez właściwą opiekę medyczną i rehabilitację. Istotnym elementem rehabilitacji osób niepełnosprawnych jest zapewnienie odpowiedniego zaopatrzenia ortopedycznego, urządzeń umożliwiających mobilność oraz przyrządów rehabilitacyjnych i sportowych [2]. Na polskim rynku istnieją różne urządzenia dedykowane osobom niepełnosprawnym, natomiast brakuje nowoczesnego sprzętu treningowego przeznaczonego dla osób poruszających się na wózkach.

Celem pracy było zaprojektowanie urządzenia pozwalającego na przeprowadzenie treningu i rehabilitacji osoby niepełnosprawnej. W projekcie uwzględniono potrzeby i ograniczenia ruchowe osób z URK. Przedstawiony sprzęt treningowy jest przeznaczony do ćwiczeń w domu lub w ośrodku rehabilitacyjnym lub siłowni, także przez samodzielną osobę poruszającą się na wózku. Urządzenie jest kompatybilne z osprzętem kabiny UGUL (Uniwersalny Gabinet Usprawniania Leczniczego) i PUR (Przyłóżkowe Urządzenie Rehabilitacyjne).

### **2. PROJEKT URZĄDZENIA TRENINGOWEGO**

Wobec sprzętu treningowego stawiane są wymagania odnośnie przeprowadzenia zróżnicowanego i efektywnego treningu. Zaprojektowany zgodnie z obowiązującymi normami i wyprodukowany z odpowiednich materiałów powinien zapewnić bezpieczeństwo użytkowania oraz być bezawaryjny. Osoby niepełnosprawne, w tym osoby poruszające się na wózku inwalidzkim, powinny korzystać ze sprzętu dopasowanego do ich ograniczonej sprawności: cechującego się łatwym sposobem zmiany jego konfiguracji i umieszczeniem

najważniejszych elementów w sposób zapewniający komfort użytkowania. Istotnym elementem jest także estetyczna i ergonomiczna konstrukcja.

## 2.1. Założenia projektowe

Przed przystąpieniem do projektowania przeprowadzona została analiza potrzeb osób z URK oraz proponowanych ćwiczeń i form aktywności [2]. Podstawowym założeniem było przystosowanie urządzenia do treningu domowego, co wiązało się z zapewnieniem jak najmniejszych wymiarów i możliwości zasłonięcia urządzenia, aby nie zajmowało wiele miejsca w pomieszczeniu. Zdecydowano się na zaprojektowanie sprzętu dającego możliwość na przeprowadzenie treningu oraz rehabilitacji z wykorzystaniem ćwiczeń z wolnym ciężarem oraz ćwiczeń zwiększających zakres ruchu w stawach. Znaczącymi aspektami są także: cena (koszt wyprodukowania i cena rynkowa) oraz estetyczny i ciekawy wygląd urządzenia.

## 2.2. Opis urządzenia

Urządzenie składa się z następujących podzespołów: ramy, ramienia oraz elementów służących do regulacji jego położenia (tzw. „suwak”), stosu obciążników razem z regulacją obciążenia, systemu krążków i linek, obudowy i dodatkowego osprzętu (np. uchwytów na ręce, podwieszek lub drążka). Parametry urządzenia zaprezentowano w Tab. 1. Model urządzenia został zaprezentowany na Rys. 1.

W procesie projektowania zdecydowano się na konstrukcję, która zapewniła ruchomość ramion urządzenia w trzech płaszczyznach. Taką funkcjonalność zapewnia budowa ramienia oraz suwaka poruszającego się po prowadnicy (Rys. 2.). Zmiana położenia ramienia jest możliwa przez zastosowanie tulei z tworzywa sztucznego, dźwigni, sprężyny gazowej oraz tarczy z blokadą.

Urządzenie wyposażone jest w dwa niezależne stopy obciążników każdy o łącznej masie 30 kg. Do wyboru obciążenia wykorzystano wózki poruszające się na prowadnicach (Rys. 3.). Układ rolek i linki potrzebny do podnoszenia obciążników został zaprojektowany w sposób umożliwiający utrzymanie stałej długości linki w różnych położeniach ramienia oraz wózka, do którego montowany jest osprzęt (Rys. 4.).

Dodatkowym osprzętem do urządzeń tego typu są, np. podwieszki, mankiety, uchwyty i drążki. W przedstawionym urządzeniu położenie osprzętu stosowanego do ćwiczeń może być zmieniane z użyciem wózka poruszającego się na długości ramienia.

Stosunkowo niewielki rozmiar i możliwość zasłonięcia urządzenia po skończonym treningu pozwala na przeprowadzenie ćwiczeń w domu. Zaletą urządzenia jest prostota obsługi. Może być wykorzystywane razem z łóżkiem rehabilitacyjnym lub ławką do ćwiczeń. Prostota konstrukcji, użycie łatwo dostępnych elementów i materiałów (profile i blachy stalowe oraz aluminiowe) oraz wykorzystanie prostych procesów technologicznych obniżają koszty wyprodukowania urządzenia.

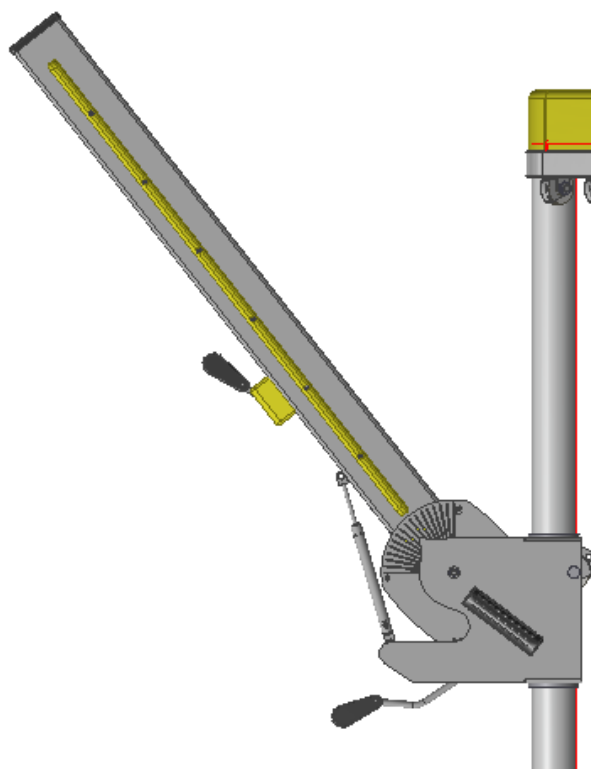
**Tabela 1. Dane techniczne urządzenia**

Nazwa	Wymiar
Wymiary gabarytowe (wys. x szer. x gł.)	1770 x 805 x 530 mm
Masa	185 kg
Obciążenie	2 x 30kg (2 x 12 x 2,5kg)
Maksymalna waga użytkownika	100 kg
Wymiar ramienia (wys. x szer. x dł.)	80 x 96 x 1000 mm
Zakres ruchu w płaszczyźnie strzałkowej	0° - 90°
Zakres ruchu w płaszczyźnie czołowej	950 mm
Zakres ruchu w płaszczyźnie poprzecznej	0° - 90°
Wymagana przestrzeń pomieszczenia	1800 x 2500 x 2000 mm

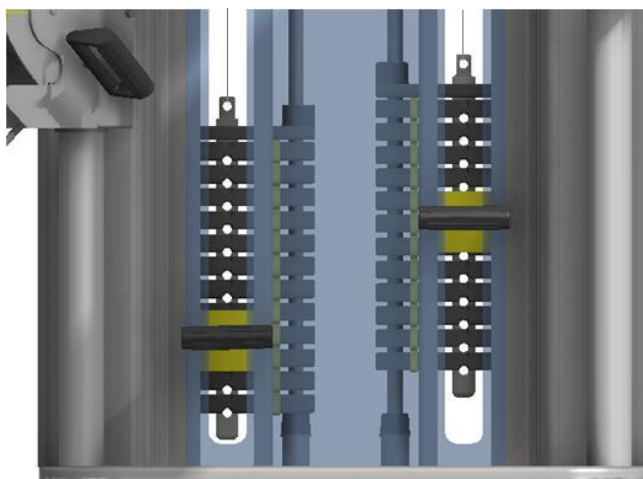




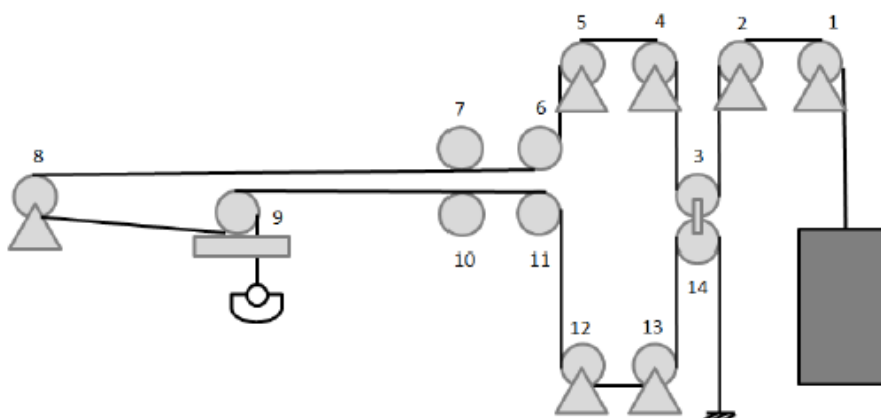
**Rys. 1. Model urządzenia treningowego**



**Rys. 2. Ramię urządzenia z wózkiem oraz elementami służącymi do regulacji położenia**



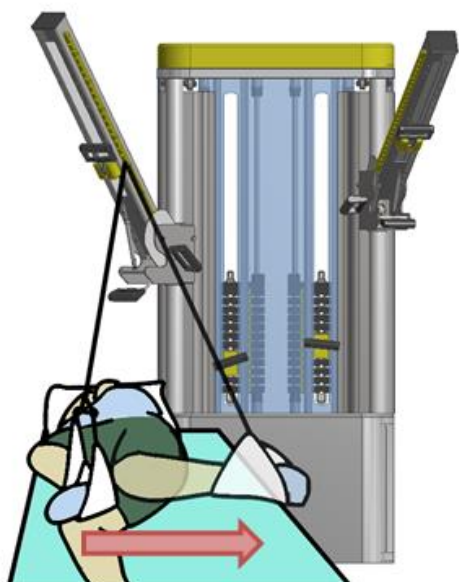
Rys. 3. Wybór obciążenia – wykorzystanie wózków poruszających się na prowadnicach



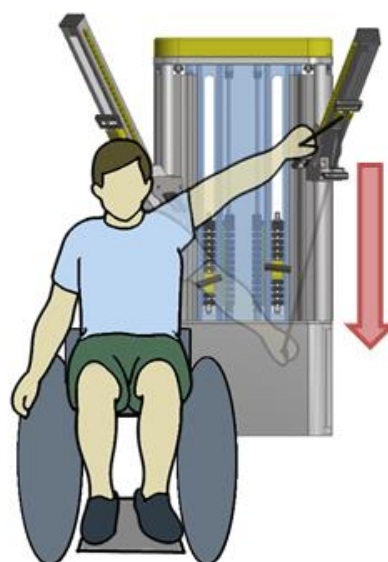
Rys. 4. Schemat przedstawiający układ rolek dla jednego ramienia i stosu obciążników

Ćwiczenia zalecane osobom z URK powinny być dobierane indywidualnie, wykonywane w sposób prawidłowy, a poziom trudności powinien być stopniowany. Wybór rodzaju ćwiczeń oraz wykorzystywanego osprzętu powinien należeć do fizjoterapeuty. Konstrukcja urządzenia pozwala na przeprowadzenie różnego rodzaju ćwiczeń, np. ćwiczeń czynnych w odciążeniu (Rys. 5.) lub ćwiczeń czynnych w odciążeniu z oporem (Rys. 6.), a także ćwiczeń samowspomagających oraz czynnych z oporem.

W celu rozpoczęcia ćwiczeń użytkownik powinien przesunąć zewnętrzną obudowę urządzenia przy pomocy uchwytów oraz ułożyć ramiona urządzenia w odpowiedniej pozycji oraz zamontować dodatkowego osprzęt, a następnie wybrać obciążenie. Jeśli trening jest przeprowadzany z wykorzystaniem ławki treningowej lub łóżka rehabilitacyjnego należy dobrać wysokość leża oraz kąt oparcia, natomiast jeśli użytkownik korzysta z wózka inwalidzkiego aktywnego powinien zablokować możliwość poruszania się. W czasie treningu pozycja elementów urządzenia może być swobodnie zmieniana. Po skończonym treningu należy uporządkować miejsce ćwiczeń, zdemontować dodatkowy osprzęt i położyć w miejscu do tego przeznaczonym. Ramiona urządzenia należy ułożyć w pozycji wyjściowej, tj. ułożyć w maksymalnej pozycji pionowej oraz obrócić do wewnątrz urządzenia. Jeśli wszystkie elementy zostały zdemontowane i prawidłowo ułożone, użytkownik może zasłonić urządzenie obudową zewnętrzną.



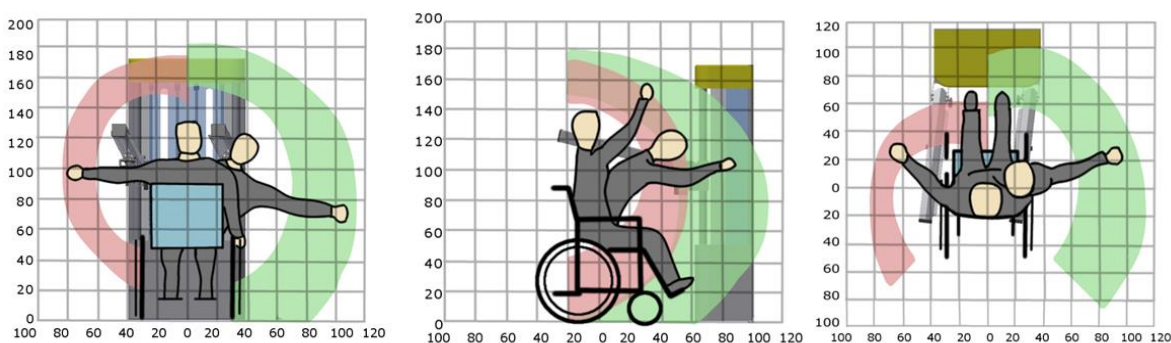
Rys. 5. Ćwiczenie czynne w odciążeniu – zginanie i prostowanie goleni [na podst. 5]



Rys. 6. Ćwiczenie czynne w odciążeniu z oporem – przywodzenie i odwodzenie ramienia [na podst. 5]

### 3. ANALIZA ERGONOMICZNOŚCI

Podczas projektowania urządzenia respektowano ograniczone możliwości funkcjonalne osoby poruszającej się na wózku inwalidzkim [3]. Określono zasięg kończyn górnych osoby z URK, a następnie dostosowano elementy urządzenia w taki sposób, aby zapewnić komfort użytkownika (Rys. 7.). Elementy odpowiadające za regulację obciążenia i ramion urządzenia są wyraźnie widoczne i łatwo dostępne – zostały umieszczone w centralnym miejscu urządzenia, do którego osoba na wózku ma najlepszy dostęp. Zostały wykorzystane uchwyty na ręce o kształcie uniemożliwiającym wysunięcie się ręki podczas ćwiczeń, o powierzchni zabezpieczonej przed ślizganiem się. Miejsca będące potencjalnym zagrożeniem dla użytkownika, zostały zabezpieczone zgodnie z obowiązującymi normami, np. stos obciążników został odseparowany od reszty urządzenia, krawędzie profili zaokrąglono. W widocznym miejscu została także umieszczona instrukcja użytkownika [4]. Porównując koncepcję do stosowanych powszechnie rozwiązań typu atlas, urządzenie pozwala na wykonywanie ćwiczeń w pozycji leżącej oraz siedząc na wózku. Przedstawione rozwiązanie posiada również większe możliwości regulacji co powoduje zwiększeniem zasięgu dla kończyn górnych tym samym umożliwiając realizację założonych funkcji.



Rys. 7. Zasięg kończyn górnych osoby poruszającej się na wózku inwalidzkim (kolor czerwony bez wychylenia, kolor zielony z pochylonym tułowiem), skonfrontowany z wymiarami urządzenia.  
Od lewej: płaszczyzna czołowa, płaszczyzna strzałkowa, płaszczyzna poprzeczna

#### 4. PODSUMOWANIE

Prezentowane urządzenie umożliwia przeprowadzenie zróżnicowanego treningu i rehabilitacji osób z URK. Osoba niepełnosprawna może wykonywać ćwiczenia zwiększające siłę mięśniową oraz zakres ruchu w stawach. Urządzenie jest kompatybilne z osprzętem kabiny UGUL i PUR. Do ćwiczeń mogą być wykorzystywane łóżko rehabilitacyjne i ławka do ćwiczeń. Ze względu na zastosowane rozwiązania w projekcje urządzenie może być wykorzystywane samodzielnie przez osobę poruszającą się na wózku w warunkach domowych bez ciągłego nadzoru fizjoterapeuty lub pod okiem terapeuty w odpowiednim ośrodku.

#### LITERATURA

- [1] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs384/en/>
- [2] Kosmol A.: Teoria i praktyka sportu niepełnosprawnych, Red. Kosmol A., AWF w Warszawie, Warszawa, 2008.
- [3] Jasiak A., Swereda D.: Ergonomia osób niepełnosprawnych, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2005.
- [4] PN-EN 957-1:2006. Stacjonarny sprzęt treningowy. Część 1: Ogólne wymagania bezpieczeństwa i metody badań.
- [5] <https://www.physiotherapyexercises.com/>

### **PROJECT OF THE TRAINING DEVICE FOR A PERSON ON A WHEELCHAIR**

**Abstract:** The paper presents a proposal for a training and rehabilitation device for people with disabilities, with a special focus on people moving in a wheelchair. The project was designed in Autodesk Inventor.

Sylwia ŁAGAN<sup>1</sup>, Magdalena MARKIEWICZ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

<sup>2</sup>Studenckie Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej CANCRICAT przy Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

## OCENA WYBRANYCH WŁAŚCIWOŚCI FIZYKOCHEMICZNYCH RĘKAWICZEK DIAGNOSTYCZNYCH

**Streszczenie:** Celem pracy była ocena parametrów fizykochemicznych materiałów wykorzystywanych na ochronne rękawice diagnostyczne: lateksowe, nitylowe i winylowe. Przeprowadzono analizę wpływu procesu starzenia (w wodzie zimnej przez 24h i wrzącej przez 30 minut oraz w roztworze 0,9% NaCl, w 40°C i 60°C przez 7 dni) na zwilżalność i swobodną energię powierzchniową materiałów oraz na przebieg krzywej próby rozciągania i jakość powierzchni.

**Słowa kluczowe:** starzenie materiału, statyczna próba rozciągania, obserwacje mikroskopowe, SEP, model Owensa-Wendta

### 1. WSTĘP

Jedną z metod ochrony personelu medycznego przed zagrożeniami biologicznymi są rękawice, które ograniczają kontakt z krwią i płynami ustrojowymi, zmniejszają ryzyko krzyżowego zakażenia patogenami krwiopochodnymi, obniżają migrację bakterii i drobnoustrojów oraz redukują możliwość wystąpienia zranienia narzędziami chirurgicznymi. Jednocześnie rękawice powinny odznaczać się komfortem użytkowania, dopasowaniem do dłoni, możliwością wykonywania ruchów precyzyjnych oraz trwałością, także w niekorzystnych warunkach ich stosowania szczególnie w kontakcie z płynami ustrojowymi [9].

Diagnostyczne rękawice jedнокrotnego użytku mogą być wytwarzane z lateksu kauczuku naturalnego lub z materiałów syntetycznych, głównie z nitylu lub polichloroku winylu. Na jakość bariery ochronnej rękawic wpływa wiele czynników w tym, rodzaj materiału, jego właściwości hydrofobowe i wytrzymałościowe oraz warunki panujące podczas procesu wytwórczego. Ważne jest również przestrzeganie instrukcji dotyczącej zalecanego czasu stosowania, zasad przechowywania oraz systematyczna kontrola jakości wyrobu. W ten sposób ryzyko narażenia personelu medycznego na czynniki niepożądane zmniejsza się, zachowując tym samym pierwotne właściwości rękawic. Każda zmiana natury mechanicznej jak i fizykochemicznej (różnica koloru, struktury, twardości) jest wskazaniem do wymiany rękawic [4,5].

Celem pracy była ocena i porównanie parametrów fizykochemicznych materiałów wykorzystywanych do produkcji ochronnych rękawic diagnostycznych lateksowych, nitrylowych i winylowych. Przeprowadzone badania dotyczyły analizy wpływu procesu starzenia na zwilżalność powierzchni materiałów oraz na wybrane właściwości mechaniczne.

## 2. MATERIAŁ I METODY

Materiał do badań stanowiły niesterylne, bezpydrowe, ochronne rękawice diagnostyczne jednokrotnego użytku: (L) lateksowe (mediCARE latex PF, Zarys), (N) nitrylowe (Peha – soft nitrile fino, Hartmann) oraz (W) winylowe (Peha – soft vinyl PF, Hartmann) w rozmiarze M oraz uniwersalnym kształcie. Rękawice przechowywano zgodnie z zaleceniami producenta. Zakres pracy obejmował przeprowadzenie procesów starzenia, oznaczenie chłonności wody, obserwacje mikroskopowe, wyznaczenie kąta zwilżania, swobodnej energii powierzchniowej oraz wykonanie statycznej próby rozciągania dla próbek wzorcowych oraz poddanych starzeniu. Wszystkie próbki pobrane zostały z części grzbietowej rękawicy. W testach starzenia i zwilżania wykorzystano po 3 próbki o wymiarach  $50 \times 50 \pm 0,1$  mm, w teście rozciągania  $120 \times 15 \pm 0,1$  mm i grubości  $g$  wynikającej z grubości rękawic odpowiednio: (L)  $0,08 \pm 0,01$ , (N)  $0,06 \pm 0,01$ , (W)  $0,03 \pm 0,01$  mm.

### 2.1. Proces starzenia i oznaczanie chłonności wody

Do przeprowadzenia procesu starzenia wybrano cztery metody: starzenie w zimnej wodzie przez 24h w temperaturze pokojowej ( $20 \pm 1^\circ\text{C}$ ), starzenie we wrzącej wodzie przez 30 minut, trwające 7 dni starzenie w soli fizjologicznej o stężeniu 0,9% odpowiednio w temperaturze  $40^\circ\text{C}$  oraz  $60^\circ\text{C}$ . Badaniu poddano łącznie 36 próbek, dla każdej metody po 3 próbki danego materiału. Zgodnie z normą PN-EN ISO 62:2000 wykonano obliczenia chłonności wody, mierząc zmiany masy na wadze analitycznej firmy RADWAG z dokładnością do  $10^{-4}$  g.

### 2.2. Wyznaczanie kąta zwilżania i swobodnej energii powierzchniowej

Do oznaczenia kątów zwilżania oraz wyznaczenia swobodnej energii powierzchniowej na powierzchnię materiału za pomocą mikropipety Vitrum naniesiono 10 kropeł każdej cieczy pomiarowej o objętości 0,5  $\mu\text{l}$ . Następnie dokonywana była rejestracja zdjęć i pomiar otrzymanych kątów z wykorzystaniem oprogramowania SeeSystem 6.3. Do wyznaczenia SEP zastosowano model Owens'a-Wendt'a, który wymaga stosowania dwóch cieczy, jednej polarnej (woda destylowana, Poch S.A), drugiej dyspersyjnej (dijodometan, Merck sp.z o.o.).

### 2.3. Obserwacje mikroskopowe

W obserwacjach mikroskopowych wykorzystano mikroskop firmy Carl Zeiss Stereo Discovery.V8, wyposażony w kamerę AxioCam ERc5S oraz oprogramowanie AxioVision v.4.8.2. Badania zostały wykonane dla próbek wzorcowych materiałów oraz po każdym przeprowadzonym procesie starzenia przy zastosowaniu powiększenia 120x.

### 2.4. Statyczna próba rozciągania

Statyczna próba rozciągania (ISO 527) została przeprowadzona na maszynie wytrzymałościowej INSTRON 4465 z głowicą pomiarową o zakresie 5 kN i oprogramowaniem TestWorks4. Zastosowano uchwyty zaciskowe. Prędkość rozciągania wynosiła 10 mm/min. Wymiary próbek  $15 \times 100 \pm 1$  mm. Rozciąganie przeprowadzano do



poziomu wydłużenia równego  $60 \pm 1$  mm. Wyznaczono wartości średnich sił występujących przy wydłużeniu próbki równym 20, 40 oraz 60 mm i odpowiadających im wartości średnich naprężeń.

### 3. WYNIKI

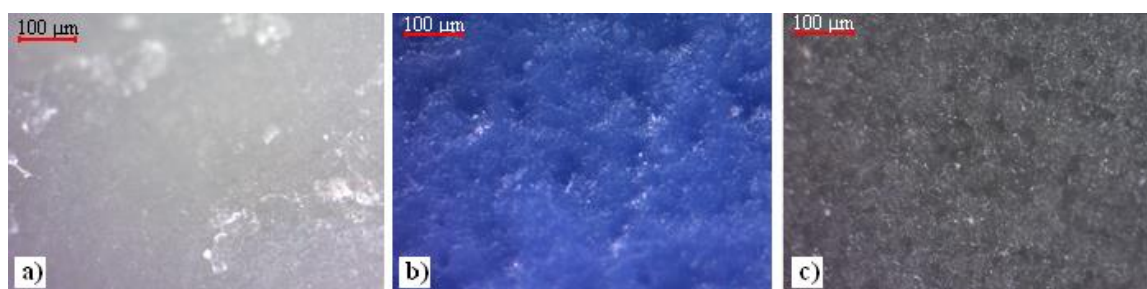
Wyniki wpływu procedur starzenia w wodzie na chłonność jak również starzenia w 0,9% roztworze NaCl w temperaturze 40 i 60°C na zmiany kątów zwilżania cieczami pomiarowymi i zmiany swobodnej energii powierzchniowej przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Wartości kąta zwilżania, SEP ( $\gamma_S$ ) i jej składowych (dyspersyjnej  $\gamma_S^d$ , polarnej  $\gamma_S^p$ ) oraz chłonności dla badanych materiałów

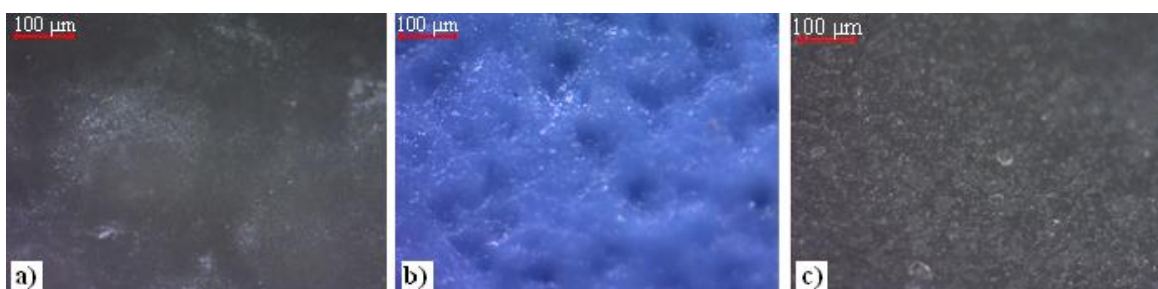
Material	Średni kąt zwilżania ( $\pm$ odch. standardowe) [°]		$\gamma_S$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	$\gamma_S^d$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	$\gamma_S^p$ [mJ/m <sup>2</sup> ]	chłonność [%]
	woda	dijodometan				
<b>Przed starzeniem (próbka wzorcowa)</b>						
lateks	103,34 $\pm$ 4,27	71,17 $\pm$ 3,78	22,93	22,22	0,70	-
nitryl	94,83 $\pm$ 3,70	73,40 $\pm$ 4,53	23,79	20,99	2,80	-
winył	94,33 $\pm$ 2,78	36,76 $\pm$ 3,35	41,46	41,20	0,27	-
<b>Starzenie w zimnej wodzie (24 h)</b>						
lateks	94,29 $\pm$ 2,58	77,72 $\pm$ 2,97	22,25	18,68	3,57	0,05 $\pm$ 0,05
nitryl	93,61 $\pm$ 4,36	63,17 $\pm$ 2,54	28,70	26,75	1,94	15,87 $\pm$ 1,93
winył	104,89 $\pm$ 5,44	40,80 $\pm$ 3,04	39,30	39,21	0,09	0,19 $\pm$ 0,03
<b>Starzenie w soli fizjologicznej w 40 [°C] (7 dni)</b>						
lateks	95,29 $\pm$ 4,72	59,08 $\pm$ 2,48	30,31	29,10	1,21	-
nitryl	70,23 $\pm$ 5,14	52,76 $\pm$ 4,39	42,22	32,72	9,50	-
winył	72,38 $\pm$ 5,70	45,77 $\pm$ 1,48	43,80	36,60	7,21	-
<b>Starzenie w soli fizjologicznej w 60 [°C] (7 dni)</b>						
lateks	87,23 $\pm$ 3,01	57,11 $\pm$ 2,29	33,29	30,24	3,06	-
nitryl	54,56 $\pm$ 5,25	46,84 $\pm$ 2,82	53,06	36,02	17,05	-
winył	80,34 $\pm$ 1,26	40,90 $\pm$ 4,21	42,62	39,16	3,46	-
<b>Starzenie we wrzącej wodzie (30 minut)</b>						
lateks	72,23 $\pm$ 4,28	61,64 $\pm$ 4,32	37,97	27,63	10,34	0,79 $\pm$ 0,06
nitryl	82,01 $\pm$ 4,83	48,38 $\pm$ 3,34	38,89	35,17	3,72	35,02 $\pm$ 2,37
winył	77,23 $\pm$ 3,42	33,19 $\pm$ 5,39	46,63	42,85	3,78	1,89 $\pm$ 0,10

Zauważono wyraźną tendencję uzyskiwania wyższych wartości chłonności we wrzącej wodzie. Średnia chłonność dla lateksu w wodzie zimnej wyniosła  $0,05 \pm 0,05\%$ , natomiast w wodzie wrzącej osiągnęła wartość ponad 17 razy większą. Dla nitrylu, odpowiednio została osiągnięta chłonność równa  $15,87 \pm 1,93\%$  i uległa ona zwiększeniu ponad 2 razy. Przyspieszone oznaczenie chłonności dla winylu skutkowało uzyskaniem ponad 10-cio krotnie

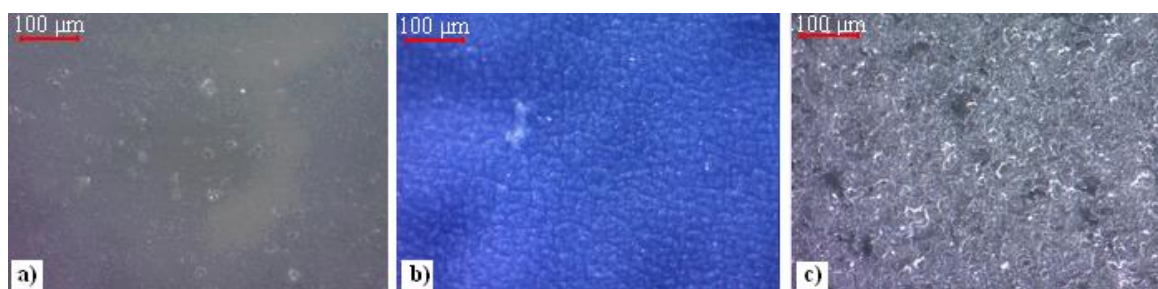
większą wartością, równą  $1,89 \pm 0,10\%$ . Wyniki obserwacji mikroskopowych w postaci zdjęć powierzchni prezentują rys.1.– rys.5.



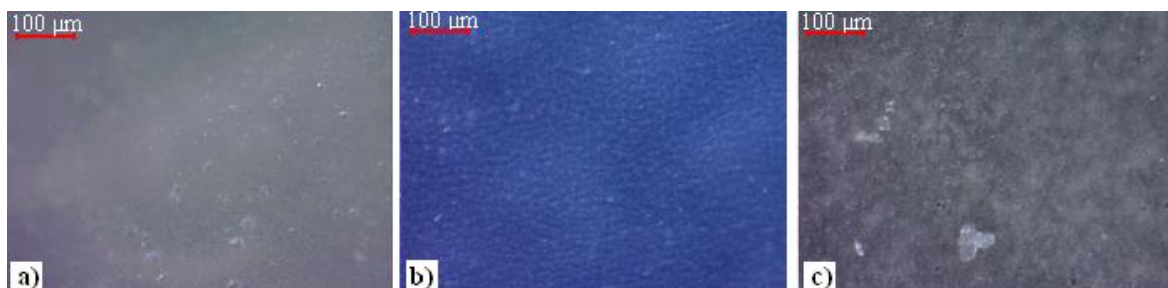
Rys. 1. Zdjęcia wzorcowych próbek: a) lateks, b) nitryl, c) winyl



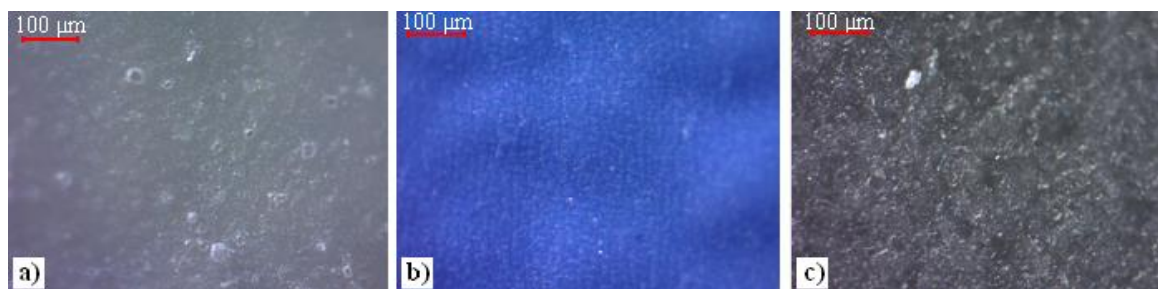
Rys. 2. Zdjęcia próbek po starzeniu w zimnej wodzie (24h): a) lateks, b) nitryl, c) winyl



Rys. 3. Zdjęcia po starzeniu w 40°C (0,9%NaCl, 7 dni): a) lateks, b) nitryl, c) winyl

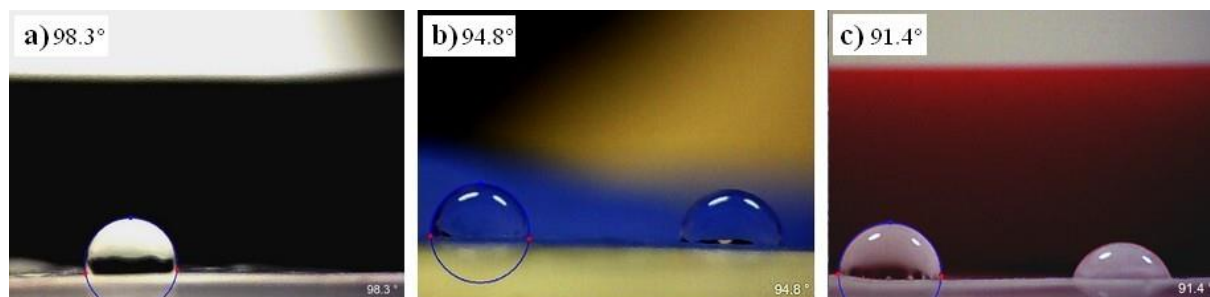


Rys. 4. Zdjęcia próbek po starzeniu w 60°C (0,9%NaCl, 7 dni): a) lateks, b) nitryl, c) winyl

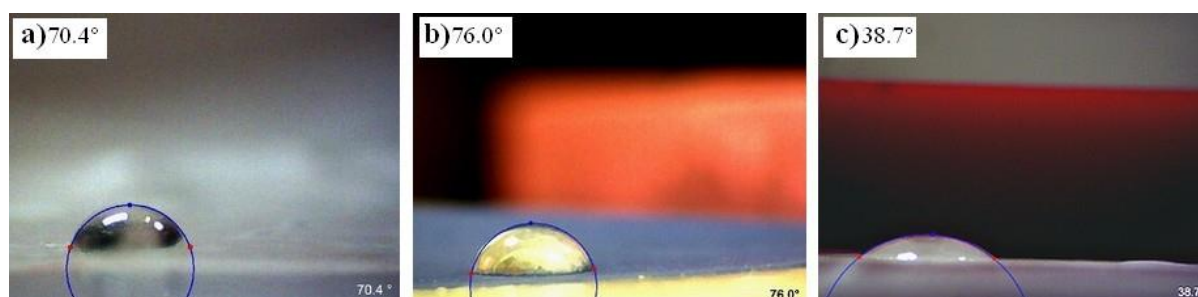


Rys. 5. Zdjęcia próbek po starzeniu we wrzącej wodzie (30 min): a) lateks, b) nitryl, c) winyl

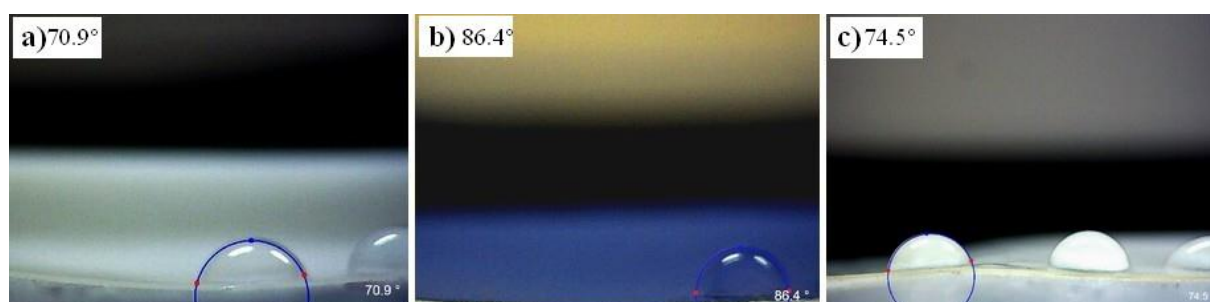
Obserwacje mikroskopowe pozwoliły uwidocznic zmiany wielkości porów (nitrylu i winylu), zmiany struktury materiałów oraz pojawienie się pęcherzyków powietrza. Pod wpływem zimnej wody zmiany zaszły w nieznacznym stopniu. W obrazie mikroskopowym winylu spodziewać się można było wtrąceń plastyfikatorów i napelniaczy stosowanych jako dodatki poprawiające jakość produktu. Zauważono w nim także obecność wgłębień. Nie przeprowadzono oceny ilościowej zmian (chropowatości powierzchni oraz wielkości porów), obserwacje miały charakter poglądowy.



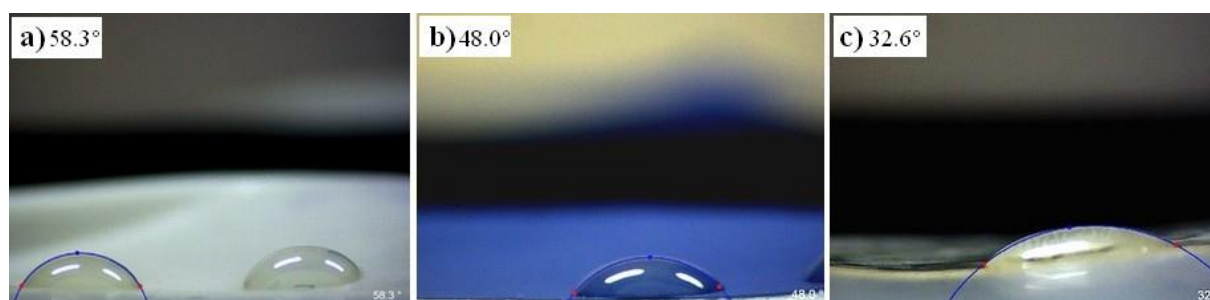
Rys. 6. Krople wody naniesione na wzorcowy materiał: a) lateks, b) nitryl, c) winyl



Rys. 7. Krople diiodometanu naniesione na wzorcowy materiał: a) lateks, b) nitryl, c) winyl



Rys. 8. Krople wody naniesione na materiał po przyspieszonym starzeniu we wrzącej wodzie:  
a) lateks, b) nitryl, c) winyl



Rys. 9. Krople diiodometanu naniesione na materiał po przyspieszonym starzeniu we wrzącej wodzie:  
a) lateks, b) nitryl, c) winyl

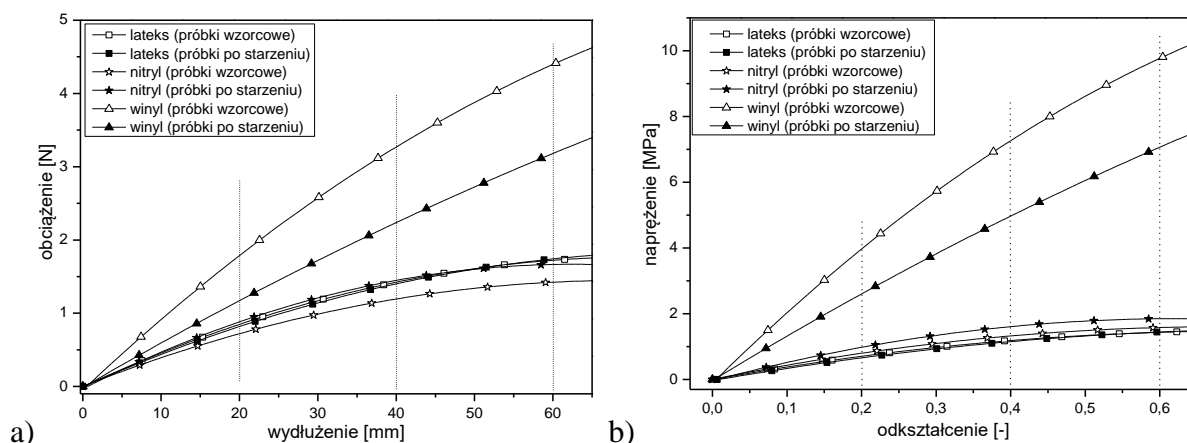
Analizując zmiany kątów zwilżania (rys.6.–9.) oraz swobodnej energii powierzchniowej i jej składowych stwierdzono zmiany wartości kątów zwilżania wartości swobodnej energii powierzchniowej. Zmianom uległ również charakter powierzchni. Procentowe zestawienie zmian prezentuje tabela 2.

**Tabela 2. Zestawienie zmiany charakteru powierzchni badanych materiałów**

Materiał	Rodzaj przeprowadzonego procesu starzenia			
	zimna woda, (24h)	sól fizjologiczna, 40°C (7 dni)	sól fizjologiczna, 60°C (7 dni)	wrząca woda, (30 minut)
	Procentowa zmiana kąta zwilżania dla wody w odniesieniu do próbki wzorcowej [%]			
lateks	8,76 ↓ B	7,79 ↓ B	15,59 ↓ L	30,10 ↓ L
nitryl	1,29 ↓ B	25,94 ↓ L	42,47 ↓ L	13,52 ↓ L
winył	10,07 ↑ B	23,27 ↓ L	14,84 ↓ L	18,13 ↓ L

↓ – spadek wartości ↑ – wzrost wartości B – hydrofobowość L – hydrofilowość

Wyniki statycznej próby rozciągania ujawniły nieliniowy charakter wszystkich materiałów. Analizując zbiorcze zestawienie charakterystyk średnich krzywych rozciągania (rys. 10) zaobserwowano najwyższe wartości dla winylu (ok. 6–7 razy większe niż w pozostałych materiałach). Również wpływ procesu starzenia wykazał największe zmiany naprężeń dla materiału winylowego, natomiast dla lateksu oraz nitrylu miały one bardzo zbliżony charakter.



**Rys. 10. Krzywe statycznej próby rozciągania: a) obciążenie-wydłużenie, b) naprężenie – odkształcenie**

W celu szerszej analizy na podstawie wykresów wyznaczone zostały wartości naprężeń rozciągających odpowiadające odkształceniu względnemu równemu kolejno 20, 40 oraz 60% dla próbek przed i po starzeniu (tabela 3.). Przyspieszone starzenie próbek wywołało spadek wartości dla materiału lateksowego oraz winylowego. Natomiast analizując różnice procentowe między przedziałami 20–40% oraz 40–60% wyniosły one odpowiednio 9 i 8% dla winylu. W przypadku lateksu procentowe zmiany pomiędzy przedziałami oznaczono na poziomie odpowiednio 64 i 97%. Natomiast dla nitrylu pomimo zaobserwowania zjawiska wzmocnienia wartości przyrostów między zakresami, miały wartości od 25,32 do 17,09%, co dało wartości zmian procentowych rzędu 13 i 20%.



**Tabela 3. Porównanie charakterystyki naprężenia przed i po procesie przyspieszonego starzenia dla wybranych poziomów odkształcenia 20, 40 i 60%**

Odkształcenie względne $\varepsilon_x$ [%]	Zarejestrowane naprężenie $\sigma_x$ [MPa]		$\Delta\sigma_x$ [%]
	przed starzeniem	po starzeniu	
<b>lateks</b>			
20	0,71	0,66	7,04 ↓
40	1,18	1,15	2,54 ↓
60	1,46	1,45	0,07 ↓
<b>nitryl</b>			
20	0,79	0,99	25,32 ↑
40	1,32	1,61	21,97 ↑
60	1,58	1,85	17,09 ↑
<b>winył</b>			
20	4,03	2,65	34,24 ↓
40	7,26	4,99	31,27 ↓
60	9,98	7,07	29,16 ↓
↓ – spadek wartości ↑ – wzrost wartości			

#### 4. Dyskusja i wnioski

Z punktu widzenia ochrony personelu medycznego przed zagrożeniami biologicznymi istotne jest, aby materiały, z których produkowane są rękawice zachowały charakter hydrofobowy. Powierzchnie hydrofilowe bardziej sprzyjają adhezji komórek. Dodatkowo, większość substancji chemicznych ulega rozcieńczeniu w kontakcie z wodą, a więc jeśli powierzchnia rękawicy jest hydrofobowa to kontakt z tą cieczą przyczynia się do przenoszenia przez nią związków chemicznych poza obszar rękawicy. W ten sposób obecność bakterii oraz zanieczyszczeń na rękawicy ulega zmniejszeniu [1]. Analizując dostępne źródła literaturowe można stwierdzić znaczne zainteresowanie oceną zwilżalności materiału rękawic diagnostycznych. W pracy [7] średnie wartości kątów zwilżania wynosiły kolejno: 114° dla gładkich rękawic lateksowych, o niskiej zawartości białek, 98° dla teksturowanych rękawic nitrylowych oraz 64° dla gładkich rękawic winylowych. Potwierdzono także hydrofobowość nitrylu, dla którego uzyskano kąt o wartości 97° [11] oraz lateksu, którego kąt zwilżania wody osiągnął wartość 100° oraz 92° po wykonaniu pomiaru 100 sekund później [10]. Proces starzenia przyczynia się do zmiany struktury chemicznej i właściwości hydrofobowych materiałów, a więc ryzyko przenoszenia bakterii i zanieczyszczeń z rękawic do środowiska zewnętrznego, w tym do pacjentów, zwiększa się. Hydrofilowość materiału sprzyja zbieraniu się na powierzchni rękawicy płynów oraz zanieczyszczeń, co może obniżyć zręczność ruchów wykonywanych podczas zabiegów chirurgicznych. Przyczynia się to do konieczności częstej wymiany rękawic, podczas której ryzyko zakażenia znacznie wzrasta [6, 11].

Statyczna próba rozciągania pozwala na identyfikację parametrów wytrzymałościowych badanych materiałów, a także na rejestrację ich zmian pod wpływem działania zróżnicowanych czynników [8]. W dostępnej literaturze naukowej istnieją badania, które nie dają ściśle jednakowych informacji na temat porównywanych właściwości rękawic. Można w niej znaleźć wyniki potwierdzające wykazane w niniejszej pracy różnice w przebiegu naprężeń rozciągających między lateksem i nitrylem. Próby rozciągania przeprowadzone do momentu zerwania próbek, ujawniają wartości ok. 600% odkształceń zrywających dla materiału nitrylowego, natomiast dla lateksu ok. 800 [%] [2]. W innych źródłach znajdują się informacje o obniżonej elastyczności rękawic nitrylowych w odniesieniu do tych, wykonanych z lateksu kauczuku naturalnego, przy czym podkreślona została w nich znacznie lepsza odporność na

przebicie rękawic syntetycznych. Potwierdzają one także wzrost sztywności rękawic na bazie nitrilu po procesie starzenia. Zadawalająca bariera ochronna rękawic lateksowych przypisana została ich wysokiej elastyczności [3].

Niniejsze badania mają charakter poglądowy. W celu weryfikacji jakości rękawiczek diagnostycznych należy rozszerzyć grupy materiałowe, liczebność serii, jak również przeprowadzić ilościową ocenę rozmiarów porów oraz pomiar chropowatości powierzchni.

## LITERATURA

- [1] Atthi N., Nimittraoolchai O., Jeamsaksiri W., Supothina S.: Chemical – resistant Protective and Self – cleaning Gloves. *Advanced Materials Research*, 2008, p. 55-57,
- [2] Dolez P., Vinches L., Perron G., Vu-Khanh T., Plamondon P., L'Espérance G., Wilkinson K., Cloutier Y., Dion C., Truchon G.: Development of a Method of Measuring Nanoparticle Penetration through Protective Glove Materials under Conditions Simulating Workplace Use. *Studies and Research Projects*, 2013, R-785.
- [3] Bardorf M.H., Jäger B., Boeckmans E., Kramer A., Assadian O.: Influence of material properties on gloves' bacterial barrier efficacy in the presence of microperforation, *American Journal of Infection Control*, vol. 44 (12), 2016, p. 1645-1649,
- [4] Hrynyk R., Stefko A.: Rękawice dla pracowników służb medycznych – medyczne czy ochronne? *Bezpieczeństwo pracy – nauka i praktyka*, vol. 5, 2013, p. 7-10.
- [5] Kerr L., Chaput M., Cash L., O'Malley L., Sarhrani E., Teixeira J., Boivin W., Mailhot S.: Assessment of the Durability of Medical Examination Gloves, *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, vol. 1(9), 2014, p. 607-612.
- [6] Irzmańska E., Dyńska-Kukulka K., Jurczyk-Kowalska M.: Characteristics of microstructural phenomena occurring on the surface of protective gloves by the action of mechanical and chemical factors. *Polimery*, vol. 59(2), 2014, p. 136-146.
- [7] Moore G., Dunnill Ch., Wilson A.P.R.: The effect of glove material upon the transfer of methicillin – resistant *Staphylococcus aureus* to and from a gloved hand. *American Journal of Infection Control*, vol. 41(1), 2013, p. 19-23.
- [8] Przygoda K.: Rękawice medyczne – skuteczna bariera ochronna zespołu operacyjnego, *Mercator Medical Protecting*, 2015, <http://sterylizacja.org.pl/>, data dostępu 09.10.2017,
- [9] Szarpak Ł., Kurowski A.: Czy podwójne rękawiczki chronią przed kontaminacją podczas kaniulacji naczyń krwionośnych? Badanie prospektywne randomizowane. *Medycyna Pracy*, vol. 65(2), 2014, p. 271–278,
- [10] Trovatti E., Capote T., Scarel-Caminaga R., Carvalho A.J.F., Gandini A.: Development and characterization of natural rubber and bacterial cellulose-sponge composites. *World Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Science*, vol. 4(07), 2015, p. 220-235,
- [11] Wang J., Zhang Y., Zhang X.: Reversible Superhydrophobic Coatings on Lifeless and Biotic Surfaces via Dry – Painting of Aerogel Microparticles. *Journal of Materials Chemistry A.*, vol. 4, 2016, p. 11408-11415.

## THE EVALUATION OF SELECTED PHYSICOCHEMICAL PARAMETERS OF PROTECTIVE EXAMINATION GLOVES

**Abstract:** The aim of this work was an evaluation the physicochemical parameters of materials used for protective gloves diagnostic: latex, nitrile and vinyl. The influence of the aging process (in cold water for 24 hours, and boiling for 30 minutes and a solution of 0.9% NaCl, at 40°C and 60°C for 7 days), on the wettability and the surface free energy of gloves, also surface quality evaluation and the tensile test were done.



Sylwia ŁAGAN<sup>1</sup>, Justyna STOPKA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

<sup>2</sup>Studenckie Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej CANCRICAT przy Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

## OCENA PARAMETRÓW STÓP U DZIECI TRENUJĄCYCH SZERMIERKĘ METODĄ PODOSKOPII KOMPUTEROWEJ – ANALIZA INDYWIDUALNYCH PRZYPADKÓW

**Streszczenie:** Celem badań była analiza porównawcza parametrów stóp, postawy szermierczej względem postawy anatomicznej, oznaczanych za pomocą podoskopy komputerowego. Ocenie poddano wybrane parametry tj.: kąt Clarke’a, indeks stopy oraz współczynnik Wejsfloga. Analizowano stopę nogi zakroczonej oraz wykroczonej. Badaną grupę stanowiło 12-ścioro dzieci w wieku 6-12 lat trenujących szermierkę w ramach zajęć dodatkowych. Wyniki ujawniły asymetrię pomiędzy stronami dominującą i niedominującą oraz różnice w oznaczanych parametrach i w rozkładach nacisków stóp pomiędzy analizowanymi postawami.

**Słowa kluczowe:** kąt Clarke’a, indeks stopy, współczynnik Wejsfloga, postawa szermiercza

### 1. WSTĘP

Szermierka to dyscyplina olimpijska, w której zawodnicy nawiązują kontakt z przeciwnikiem za pomocą broni. Działania szermierzy charakteryzują dynamiczne oraz harmoniczne ruchy wszystkich części ciała. Studia literaturowe ujawniają dwa nurty badań szermierzy. Biomechaniczne badania reakcji ciała w działaniach szermierczych oraz urazowość wśród zawodników. Wyznacza się szereg parametrów kinetyczno/kinematycznych kończyn dolnych z wykorzystaniem rejestracji video oceniając zakresy kątów w stawach kończyn dolnych i górnych oraz czasów reakcji działań szermierczych [1, 3, 4]. Prowadzone są prace na temat efektywności, celności i szybkości zawodników [6], koordynacji mięśni kończyn dolnych podczas konkretnego działania szermierczego oraz określane są związki między aktywacją mięśni, siłą mięśni i skutecznością wypadu [5], jak i badania zmian antropomorfologicznych [10, 11, 12]. Badania kliniczne z zakresu występowania urazów, zarówno u zaawansowanych jak i początkujących szermierzy, wykazały, że kontuzje i bóle dotyczą ok. 93% wszystkich szermierzy [7]. Pomimo rzadkich przypadków ciężkiego urazu spowodowanego penetracją (przebicie złamanymi ostrzami 2,7÷3,2%). Około 52% z 610 wszystkich zgłoszonych urazów to naciągnięcia i zwichnięcia. W przypadku kończyny dolnej 19,6%, 15,2% i 13,0% dotyczy odpowiednio urazów kolan, uda i kostki. Urazy podnoszą ryzyko przewlekłej zachorowalności, polegającej głównie na bólu rzepki i ścięgna Achillesa [2]. Współczynnik urazu oceniany na grupie 279 badanych wynosił odpowiednio: 22,3% urazy głowy, 36,5% zwichnięcia, 28,3%

naciągnięcia, 10,4% złamania, 40,6% krwiaków [14]. Zrozumienie biomechaniki i wymagań sportu stanowi drogę do zapobiegania urazom i promocji bezpieczeństwa.

Stopa człowieka bazuje na mocnych, sprężystych wysklepieniach: podłużnym i poprzecznym, które dźwigają ciężar całego ciała. Stopa pełni funkcję lokomocyjną oraz podporowo-nośną. Zaburzenia w funkcjonowaniu stopy generują przeciążenia, które wpływają na jej stan fizyczny, sprawność stawu skokowego i kolanowego, a także dolnego odcinka kręgosłupa. Pracując nad prawidłowym ustawieniem stopy możliwe jest odtworzenie odpowiednich warunków biomechanicznych, które umożliwiają właściwe rozłożenie obciążenia, a zatem wyeliminowanie problemów z ustawieniem osiowym [13]. Szczególnie ważną staje się identyfikacja stanu parametrów stopy u dzieci rozpoczynających treningi, ponieważ specyfika szermierki wymusza u zawodnika serię ruchów powodujących pogłębiającą się asymetrię. Asymetria morfologiczna i funkcjonalna kończyn dolnych u młodych zawodników powinna być niwelowana, aby opóźnić procesy zmian przeciążeniowych [9].

Ujawniony w dostępnej literaturze brak danych dotyczących oceny parametrów stóp szermierzy oraz wpływu postawy zawodnika i jego stażu treningowego na asymetrię kończyn przyczynił się do podjęcia niniejszego tematu. Celem pracy była analiza parametrów stóp wykroczonej i zakroczonej w postawie szermierczej z wykorzystaniem podoskopu komputerowego. Otrzymane wyniki pozwolą wskazać wpływ postawy szermierczej na zmianę parametrów stopy oraz rozkładu nacisków względem pozycji anatomicznej, wyprostowanej. Badania mają charakter pilotażowy i nowatorski. Z punktu widzenia kontroli symetrii rozwoju dzieci trenujących szermierkę wprowadzenie cyklicznych badań parametrów stóp pozwoli na śledzenie zmian rozwojowych i właściwy dobór procedur treningowych.

## 2. MATERIAŁ I METODY

### 2.1. Charakterystyka grupy uczestników

Pomiary zostały przeprowadzone w grupie liczącej 12-ścioro dzieci, w wieku 6-12 lat (3 K i 9 M), ćwiczących szermierkę w ramach zajęć dodatkowych (dwa razy w tygodniu po 90 min). Grupa zróżnicowana pod względem wieku, płci oraz stażu treningowego, biorąca udział w zawodach wg harmonogramu Polskiego Związku Szermierczego. Tabela nr 1 prezentuje ogólną charakterystykę grupy oraz wartości średnie $\pm$ SD (odchylenie standardowe).

**Tabela 1. Charakterystyka grupy badanej**

Nr os.	Wzrost [cm]	Masa [kg]	Płeć [K/M]	Wiek [lata]	Staż treningowy [lata]	Strona dominująca
1	127	24	K	8	2	prawa
2	133	25	K	8	1	lewa
3	163	53	K	11	5	prawa
4	137	32	M	9	2	prawa
5	120	23	M	6	1	prawa
6	147	34	M	12	2	prawa
7	125	21	M	8	1	prawa
8	161	45	M	11	4	prawa
9	130	27	M	8	1	prawa
10	124	25	M	7	1	prawa
11	141	40	M	10	4	prawa
12	124	24	M	7	1	prawa
Średnia $\pm$ SD	136,0 $\pm$ 13,8	33,1 $\pm$ 9,7	-	8,7 $\pm$ 1,8	2,1 $\pm$ 1,8	-

## 2.2. Procedura pomiarowa

Dokonano analizy wybranych parametrów stopy tj.: kąt Clarke'a, indeks stopy oraz współczynnik Wejsfloga. Wykorzystując podoskop komputerowy z oprogramowaniem EIPodo 2.10. Zintegrowaną z podoskopem kamerą wykonano rejestrację zdjęcia stóp w pozycji wyprostowanej, anatomicznej (zdjęcie referencyjne) oraz zdjęcie stopy nogi wykroczonej i zakroczonej w pozycji wyjściowej zawodnika tzw. szermierczej. Podczas pozycji szermierczej zawodnicy trzymali broń (szpadę). W prawidłowej postawie szermierczej zawodnik dla stopy zakroczonej i wykroczonej powinien posiadać porównywalne wartości parametrów. Środek ciężkości ciała powinien znajdować się w połowie odległości pomiędzy piętami zawodnika. Stopa wykroczonej zgodnie z kierunkiem broni, stopa zakroczonej w odległości 2÷2,5 długości stopy zawodnika pod kątem prostym. Następnie wykorzystując możliwości oprogramowania oznaczano punkty charakterystyczne podeszwy stopy (rys.1). Położenie każdego punktu oznaczano dwukrotnie w celu minimalizacji błędu pomiarowego. Dokładność pomiaru wynosiła 1 mm, natomiast wartości parametrów podawano z dokładnością  $10^{-1}$  jednostki podstawowej parametru ( $^{\circ}$ , % oraz cm).

## 2.3. Metody analizy

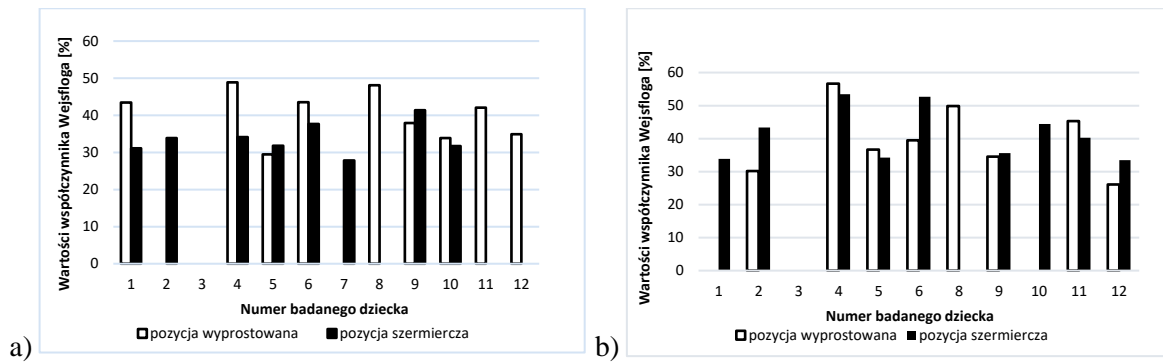
Na podstawie lokalizacji punktów charakterystycznych, za pomocą zaimplementowanych w programie algorytmów obliczeniowych, wyznaczano wartości parametrów oraz przeprowadzono automatyczną klasyfikację stóp

Kąt Clark'a służy ocenie stanu wysklepienia podłużnego stopy. Zlokalizowany jest pomiędzy styczną przyśrodkowego brzegu podeszwy stopy, a linią, która łączy punkt największego wgłębienia, a także zetknięcia stycznej przyśrodkowej z brzegiem przodostopia. Norma zakresów kątowych, wykorzystana do klasyfikacji stóp przyjmuje odpowiednio dla chłopców i dziewczynek w wieku do 9-ciu lat  $34^{\circ}\div 49^{\circ}$  oraz  $39^{\circ}\div 50^{\circ}$ , natomiast dla przedziału wiekowego 10÷12 lat  $36^{\circ}\div 49^{\circ}$  oraz  $39^{\circ}\div 50^{\circ}$  [8].

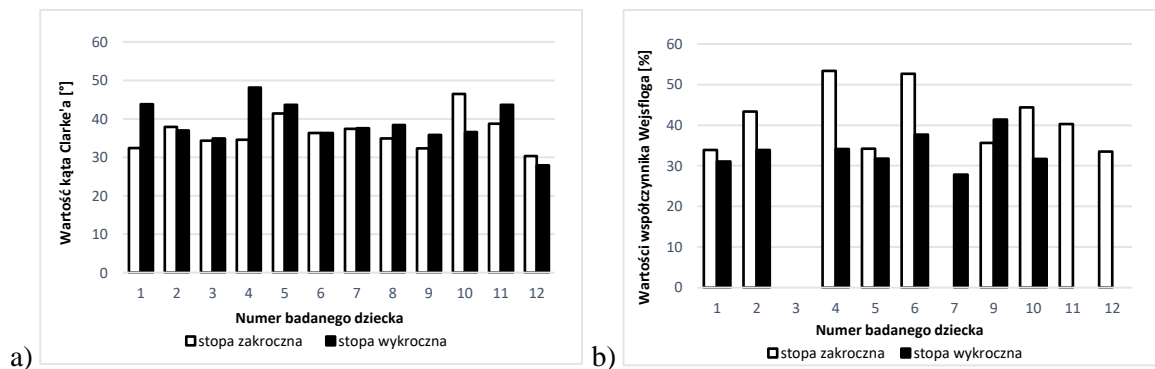
Indeks stopy opisuje wysklepienie stopy, jest charakterystyczny dla stopy normalnej i płaskiej. Wyrażony w procentach ilorazu najmniejszej szerokości podparcia stopy i szerokości stopy:  $\text{FootIdx} = (\text{MinWid}/\text{FootWid}) \cdot 100$  [%] (rys.1). Norma indeksu stopy przyjmuje wartości z trzech przedziałów: poniżej 25% typ 1, 25÷40%, typ 2, 40÷45 typ 3. Natomiast stopa płaska identyfikowana jest w przedziałach 45÷50% typ 1, 50÷60% typ 2 oraz 60÷100% typ 3. W przypadku stopy wydrążonej podaje się parametr „high-foot”; poniżej 1,5 cm opisujący typ 1, w przedziale 1,5÷3,0 cm typ 2 oraz powyżej 3,0 typ 3 [8].

Współczynnik Wejsfloga służy do oceny wysklepienia poprzecznego. Wyznacza się go jako stosunek najmniejszej szerokości podparcia stopy do szerokości stopy w miejscu, w którym zaobserwowano najmniejszą szerokość podparcia, pomnożone przez 100% (rys.1). Według współczynnika Wejsfloga stopę klasyfikuje się jako wydrążoną poniżej wartości 27%, w przedziale 27÷38% jako stopę prawidłową, natomiast dla przedziału 38÷100% jako stopę płaską [8].





Rys. 4. Porównanie zmiany parametru współczynnika Wejsłoga pomiędzy postawą wyprostowaną a szermierczą: a) stopa wykroczna, b) stopa zakroczna



Rys. 5. Porównanie parametrów stóp wykrocznej i zakrocznej w pozycji szermierczej: a) kąt Clarke'a, b) współczynnik Wejsłoga

Na podstawie zdjęć uzyskanych metodą podoskopową można wykryć nieprawidłowości w ustawieniu stopy. Poniżej przedstawiono zdjęcia wybranych zawodników, charakteryzujące się szczególnymi zmianami obserwowanych parametrów (rys.6).

Zawodnik 1		Zawodnik 2		Zawodnik 12	
Postawa anatomiczna					
St.wykroczna	St.zakroczna	St.zakroczna	St.wykroczna	St.wykroczna	St.zakroczna
Postawa szermiercza					
St.wykroczna	St.zakroczna	St.zakroczna	St.wykroczna	St.wykroczna	St.zakroczna

Rys. 6. Zdjęcia z podoskopu komputerowego w pozycji wyprostowanej i w postawie szermierczej

## 4. Dyskusja

### 4.1 Parametr kąta Clarke'a

Analizując wartości kąta Clarke'a dla pozycji anatomicznej zaobserwowano, że zakres prawidłowy dla obu stóp osiągnęły osoby nr 2, 5, 6, 9, 10, 11, 12. W przypadku osób nr 1, 4 i 8 jedna ze stóp jest prawidłowa, natomiast druga mieści się w zakresie stopy obniżonej. Według kryterium Clarke'a chłopiec nr 7 posiada obie stopy wydrążone, zawodnik nr 3 posiada zakroczną stopę obniżoną a wykroczną płaską (rys.2a). Porównując wartości parametrów stopy wykroczonej oraz zakrocznej odpowiednio z postawy anatomicznej z wartościami parametrów stopy postawy szermierczej zauważono znaczne różnice kąta Clarke'a (rys. 2b). Najmniejszą rozbieżność wyników zaobserwowano u dzieci nr 5, 6 ( $0,8^\circ$  i  $0,4^\circ$ ), największa dysproporcja wystąpiła u dziecka nr 7 ( $13,2^\circ$ ). W przypadku stopy zakrocznej, najmniejsza różnica wystąpiła u dzieci nr 10 i 11 ( $0,9^\circ$  i  $0,2^\circ$ ), natomiast największa dysproporcja wystąpiła u chłopca nr 7 (dla stopy zakrocznej  $13,5^\circ$ ).

W pozycji szermierczej dobre wyniki posiada chłopiec nr 6 (rys.5a) dla obu stóp wartości kąta Clarke'a wynoszą  $36,3^\circ$ . W przypadku dzieci nr: 2, 3, 7 badane parametry różnią się nieznacznie ( $<1^\circ$ ). Duża różnica wyników została zaobserwowana u dzieci nr 1, 4, 10 (maksymalna różnica wyniosła  $13,5^\circ$ ).

### 4.2 Parametr indeksu stopy

Oceniając parametr indeksu stopy (rys.3) w pozycji anatomicznej dla dziewczynek wyznaczono jego wartość jedynie dla prawej stopy zawodniczek nr 1 i 2, obie mieszczą się w zakresie prawidłowym. Pozostałe przypadki, na podstawie parametru „high foot” określono jako stopy wydrążone. Natomiast zauważono, że pod względem indeksu stopy, chłopiec nr 4 posiada stopy płaskie, chłopiec nr 7 stopy wydrążone, natomiast dla dziecka nr 10 zakroczna stopa mieści się w zakresie stóp wydrążonych, a wykroczna w zakresie prawidłowym. W pozostałych przypadkach stopy określone są jako prawidłowe.

W przypadku postawy szermierczej otrzymane wyniki indeksu stopy są bardziej zróżnicowane. Największe zróżnicowanie wyników posiada chłopiec nr 4 (25%), natomiast zbliżone wartości zaobserwowano u dziecka nr 9, różnica wynosi 2,3%. Dla osoby nr 3 oraz 8 wyznaczenie indeksu stopy było niemożliwe ze względu na wydrążenie stopy. Największe podobieństwo indeksu stopy zakrocznej w postawie szermierczej do postawy wyprostowanej zauważono u dziecka nr 11. Różnica wartości wynosi zaledwie 2%. Natomiast największą różnicę wyników zaobserwowano w przypadku dziewczynki nr 2. W pozycji wyprostowanej wartość parametru „high foot” wynosi 5,4 cm, co świadczy o dużym stopniu wydrążenia. Jednak w pozycji szermierczej występuje indeks stopy o wartości 31,8%, co odpowiada prawidłowemu wysklepieniu stopy.

### 4.3 Parametr współczynnika Wejsfloga

Według kryterium Wejsfloga w pozycji anatomicznej (rys.4) zakroczna stopa dziewczynki nr 2 mieści się w zakresie prawidłowym, natomiast wykroczna stopa dziewczynki nr 1 została określona jako stopa płaska I stopnia. W pozostałych przypadkach dziewczynek niemożliwe było wyznaczenie współczynnika opisującego wysklepienie stopy. Natomiast w grupie chłopców stopy prawidłowe określono dla nr 5 i 9. Chłopcy nr 4, 6, 8, 11 posiadają stopy płaskie. W przypadku osoby nr 12 wykroczna stopa postawy anatomicznej jest prawidłowa, jednak zakroczna mieści się w zakresie stopy wydrążonej. Chłopiec nr 10 posiada wykroczną stopę prawidłową, dla zakrocznej stopy nie uzyskano wartości współczynnika Wejsfloga. Największe podobieństwo wyników zaobserwowano u dzieci

nr 5 i 10 (2,3% i 2,2%). Największa rozbieżność występuje u chłopca nr 4, gdzie wynosi 14,8%. W przypadku dzieci nr 8, 11 i 12 badane parametry w postawie wyprostowanej są stosunkowo wysokie.

Analizując wartości współczynnika Wejsfloga w porównaniu do pozycji szermierczej (rys. 5b) zauważono, że najmniejsze różnice występują u dzieci nr 1 i 5 (odpowiednio 2,8% oraz 2,4%). Największą różnicę 19,3% zaobserwowano u dziecka nr 4.

Podsumowując wszystkie parametry, dla 3 osób (25%) uzyskano podobną ocenę stóp w pozycji anatomicznej, w każdym z przyjętych kryterium.

#### 4.4. Rozkład nacisków

Porównując wpływ przyjętej postawy na rozkłady nacisków stóp, wybranych zawodników (rys.6) zauważono znaczne różnice w obrazie stopy zawodnika nr 1, zakrocza stopa w pozycji wyprostowanej jest wydrążona, natomiast w pozycji szermierczej zaobserwowano nacisk w miejscu śródstopia. W przypadku stopy zakroczonej występuje zwiększony nacisk na zewnętrzną część stopy. Dla zawodnika nr 2 zaobserwowano dla wykroczonej stopy w pozycji anatomicznej nacisk na wewnętrzną część stopy, natomiast w pozycji szermierczej przechylenie stopy oraz napięcie palców. Zawodnik nr 12 posiada znaczne różnice w obrazie stóp, w przypadku stopy wykroczonej mały palec przechylony jest w stronę zewnętrzną, co świadczy o napięciu palców stopy.

W prawidłowej postawie szermierczej obciążenie stóp powinno być równomierne, podobnie jak w postawie anatomicznej. Porównując otrzymane wyniki stwierdzono różnice w rozkładach nacisków w zależności od postawy. Pomimo nielicznej i zróżnicowanej grupy poddanej badaniu wyraźne różnice świadczą o nieprawidłowej pozycji wyprostowanej lub szermierczej, ewentualnie o wadach stóp. Należy zatem rozszerzyć liczebność grupy, zarówno pod względem płci jak i przedziałów wiekowych, uzasadnione jest to normami zdefiniowanymi w programie podoskopu komputerowego oraz przeprowadzeniem badań statystycznych pod kątem oceny istotności różnic parametrów stopy między postawami. Szermierka jako sport asymetryczny powinna być uprawiana pod kontrolą parametrów anatomicznych, szczególnie w początkowym etapie mającym na celu wypracowania prawidłowej postawy szermierczej i minimalizacji asymetrii oraz urazowości zawodników w wieku rozwojowym.

Planuje się kontynuować badania jako kontrolne dla niniejszej grupy zawodników po rocznym cyklu treningowym jak również rozszerzyć ich zakres o analizy pedobarograficzne rozkładów nacisków i dynamometryczne w wybranych działaniach szermierczych. Staż zawodniczy szermierza wpływa na przeciążenia w obrębie kończyn dolnych, dlatego planuje się uzupełnienie badań o aspekty morfologiczne i funkcjonalne oraz porównanie parametrów pomiędzy stronami dominującą i niedominującą.

## 5. WNIOSKI

- Podoskop komputerowy może być wykorzystany do kontroli procesu treningowego zawodników trenujących szermierkę.
- Początkujący zawodnicy przyjmują niewłaściwie postawę szermierczą.
- Otrzymane wyniki wskazują, że ocena stóp różni się w zależności od badanego parametru.
- Jedynie 25% badanych uzyskało podobną ocenę stóp, we wszystkich trzech kategoriach.

## LITERATURA

- [1] Bottoms L., Greenhalgh A., Sinclair J.: Kinematic determinants of weapon velocity during the fencing lunge in experienced épée fencers. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 15, No. 4, 2013, p. 109-113.
- [2] Chen TL-W, Wong DW-C, Wang Y, Ren S, Yan F, Zhang M (2017) Biomechanics of fencing sport: A scoping review. *PLoS ONE*, 2017, vol. 12(2).
- [3] Chuanjie Z., Zhengwei F.: Biomechanical analysis of knee joint mechanism of the national women's epee fencing lunge movement. *Biomedical Research*, 2017, Special Issue: S104-S110.
- [4] Gholipour M., Tabrizi A., Farahmand F.: Kinematics analysis of lunge fencing using stereophotogrametry. *World Journal of Sport Sciences*, 2008, vol. 1, p. 32-37.
- [5] Guilhem G., Giroux C., Couturier A., Chollet D., Rabita G.: Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2014, p. 341-350.
- [6] Gutiérrez-Dávila M., Zingsem C., Gutiérrez-Cruz C., Giles F. J, Rojas F.J.: Effect of uncertainty during the lunge in fencing. *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 13, 2014, p. 66-72.
- [7] Harmer P.A.: Getting to the point: injury patterns and medical care in competitive fencing. *Current Sports Medicine Reports*, vol. 7, 2008, p. 303-307.
- [8] Kasperczyk T.: *Wady postawy ciała- diagnostyka i leczenie*. Wydawnictwo KASPER, Kraków 2004.
- [9] Kawalek K., Ogurkowska M.B.: A comparison of selected biomechanical parameters in speed-endurance athletes. *TRENDS in Sport Sciences*, vol. 2(21), 2014, p. 85-92.
- [10] Serajian A., Ebrahim K., Ahmadizad S.: Comparison of anthropometric and functional characteristics of elite male Iranian fencers in three weapons. *International Journal of Applied Sports Sciences*, vol. 26(1), 2014, p.11-17.
- [11] Sinclair J., Bottoms L.: Gender differences in limb and joint stiffness during the fencing lunge. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, 2015, vol. 3, p. 39-44.
- [12] Sterkowicz-Przybycień K.: Body composition and somatotype of elite of polish fencers. *Collegium antropologicum*, vol. 33(3), 2009, p. 765-772.
- [13] Szajna G.: *Polskie piśmiennictwo szermiercze w XIX i XX wieku*, IDP- Ruch dla Kultury, Rzeszów 2007.
- [14] Wauters S., Van Tiggelen D.: Injury profile of longsword fencing in historical european martial arts: a retrospective questionnaire study. *Journal of Combat Sports and Martial Arts*, 2(2), vol. 7, 2016, p. 81-88.

## **ASSESSMENT GEOMETRY OF FEET IN CHILDREN TRAINING FENCING USING PODOSCOPE - ANALYSIS OF INDIVIDUAL CASES**

**Abstract:** The aim of the study was a comparative analysis of foot parameters, in fencing posture towards anatomical posture, determined using a podoscope software. The following parameters were analysed: Clarke angle, foot index and Wejsflog factor. Front foot and hind foot were analysed. The study group consisted of 12 children aged 6-12 years training in fencing as part of supplemental activities. The results revealed the asymmetry between dominating and non-dominant side as well as the differences in the measured parameters and the distribution of foot pressures between the analysed postures.



**Patryk SIEMIANOWSKI<sup>2</sup>, Piotr DYWEL<sup>1</sup>, Angela ANDRZEJEWSKA<sup>2</sup>,  
Katarzyna MIKOŁAJCZYK<sup>1</sup>, Samanta SZYPIELEWICZ<sup>1</sup>, Tomasz TOPOLIŃSKI<sup>2</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

## **INDYWIDUALNY FOTEL ANATOMICZNY – NOWATORSKA METODA PREWENCJI WTÓRNEJ I TRZECIORZĘDOWEJ U PACJENTA Z PATOLOGIĄ KRĘGOSŁUPA**

**Streszczenie:** W niniejszej pracy przedstawiono autorską metodę wytwarzania spersonalizowanej ortozy tułowia: Indywidualny Fotel Anatomiczny. Dyskusji poddano wstępne wyniki badania klinicznego z wykorzystaniem zaproponowanego rozwiązania w aspekcie zwiększonego komfortu pacjenta z deformacją kręgosłupa. Przedstawione dane stanowią punkt odniesienia do dalszych analiz, przede wszystkim nad zasadnością stosowania wspomnianej koncepcji, szczególnie w konfrontacji z powszechnie dostępnymi na rynku, ustandaryzowanymi metodami stabilizacji.

**Słowa kluczowe:** badanie prototypu, zwyrodnienia kręgosłupa, spersonalizowana orteza anatomiczna, czas użytkowania, wózek specjalistyczny, ortopedia

### **1. WSTĘP**

Ograniczenie sprawności bądź niemożność prowadzenia aktywnego trybu życia na skutek wrodzonego lub nabytego upośledzenia w obszarze fizycznym i/lub psychicznym dotyka około 1,1 mld ludzi na świecie, co stanowi ponad 15% ogółu populacji globu. Według najbardziej aktualnych danych, w Polsce osób dotkniętych różnym stopniem dysfunkcji jest blisko 3,4 mln. Niepełnosprawność ruchowa stanowi jedną z głównych przyczyn uniemożliwiających pełną realizację ról społecznych w Polsce, zaraz po chorobach układu oddechowego i patologiach krążenia dotyczy blisko 2,7 mln przypadków [5, 6, 8].

W Polsce każdego roku jeden na 3-3,5 tys. żywo urodzonych chłopców rodzi się z dystrofią Duchenne’a, a jedno na 7-10 tys. dzieci obojga płci z rdzeniowym zanikiem mięśni [7]. W ciągu pierwszych 8-9 lat życia pacjentów z dystrofią Duchenne’a pojawiają się przykurcze w stawach, a po 13-14 latach dochodzi do całkowitego unieruchomienia [7]. Okres przeżycia tych dzieci w dużej mierze zależy od właściwej rehabilitacji tj. zahamowania postępu choroby i ograniczenia powikłań oraz zapobieganie konsekwencjom i następstwom patologii poprzez jej wczesne wykrycie i leczenie – prewencja wtórna i trzeciorzędowa. Ponadto osoby, które nie są w stanie samodzielnie zmienić pozycji w wózku bardzo szybko zaczynają odczuwać negatywne skutki długotrwałego ułożenia w jednej, przymusowej pozycji, to między innymi ból i napięcie mięśni [1, 2].

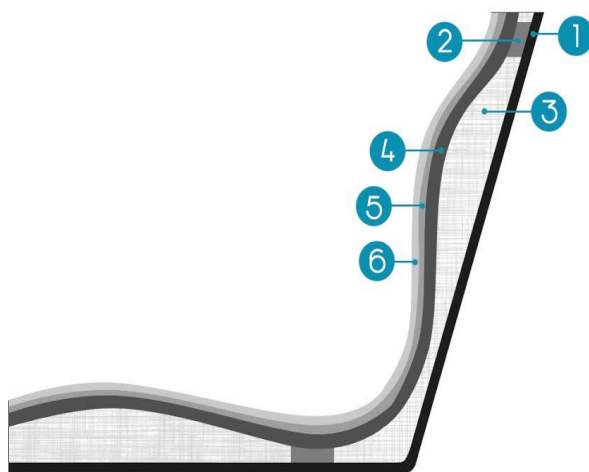
Ogólnym celem fizjoterapii w chorobach przebiegających z ograniczeniem w obszarze fizycznym i psychicznym jest podtrzymanie funkcji ruchowych, a w konsekwencji budowanie niezależności chorego, umożliwiającej pełne uczestnictwo w życiu grupy rówieśniczej lub społecznej, co znacząco wpływa na jakość życia u tych pacjentów [3]. Poprawa funkcji ruchowych odbywa się najczęściej poprzez dobór odpowiedniego sprzętu ortopedycznego. Najpopularniejszym środkiem ortopedycznym umożliwiającym przemieszczanie się oraz stabilizację ciała w pozycji siedzącej osobom z upośledzeniem chodu jest wózek specjalistyczny [1, 4].

Celem niniejszej pracy jest przedstawienie autorskiej konstrukcji ortozy tułowia: Indywidualny Fotel Anatomiczny oraz prezentacja i analiza wstępnych wyników badania klinicznego: „Ocena wpływu zastosowania Indywidualnego Foteła Anatomicznego oraz kąta nachylenia siedziska w wózku specjalistycznym na czas użytkowania wózka u pacjentów z chorobami nerwowo-mięśniowymi” – zgoda Komisji Bioetycznej, numer: KB 376/2017.

## 2. MATERIAŁ I METODA

Badanie zostało przeprowadzone z wykorzystaniem dwóch typów foteli, będących integralną częścią wózków specjalistycznych:

- A. Ustandaryzowany fotel specjalistyczny wózka inwalidzkiego Carreta Buggy z funkcją Tilt-In-Space firmy LIW Care Technology
- B. Indywidualny fotel anatomiczny – rys. 1, mocowany do konstrukcji specjalistycznego wózka inwalidzkiego Carreta Buggy z funkcją Tilt-In-Space firmy LIW Care Technology



Rys. 1. Przekrój Indywidualnego Foteła Anatomicznego, gdzie: 1 - kompozyt drewna, 2 - stabilizator, 3 - poliuretan, 4 - polieteroketon, 5 - wiskoelastomer, 6 - negatyw gipsowy [opracowanie własne]

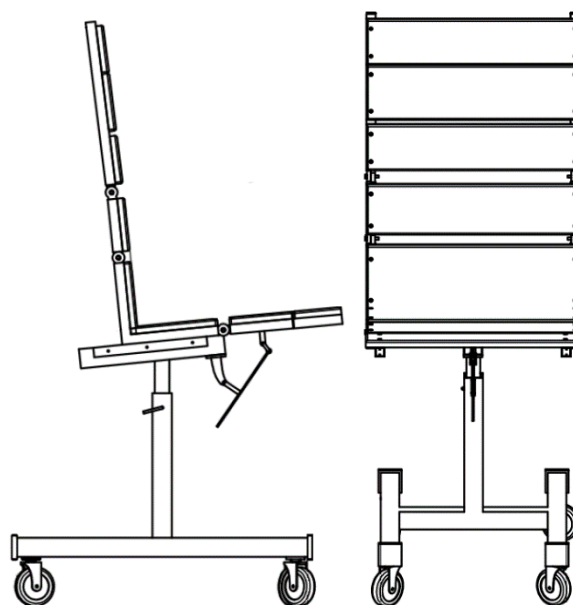
Badaniem objętych zostało 3 pacjentów – dzieci z różnymi schorzeniami: dystrofią mięśniową Duchenne’a, mózgowym porażeniem dziecięcym oraz wielowadziem w wieku 13 ( $\pm 2,3$  lat), sklasyfikowanych na poziomie IV lub V w skali GMFCS (Gross Motor Function Classification System), sygnalizujących dolegliwości bólowe związane z deformacją układu mięśniowo-szkieletowego oraz hipertonią piramidową jak i pozapiramidową – nieprawidłowym, wzmożonym napięciem mięśniowym podczas korzystania z wózka specjalistycznego. Wszyscy uczestnicy badania zostali objęci opieką Hospicjum Domowego dla Dzieci i Centrum Rehabilitacji prowadzonych przez Pallmed sp. z o. o. w Bydgoszczy.

Badanie każdego z pacjentów składało się z dwóch, 12 dniowych etapów, kolejno dla fotela A i B. Dodatkowo na potrzeby oceny wpływu kąta pochylenia siedziska, każdy etap podzielony został na krótsze, 3 dniowe odcinki – kąt:  $0^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $20^\circ$  i  $30^\circ$ . Weryfikacja kąta pochylenia

względem płaszczyzny podłoża odbywała się z wykorzystaniem urządzenia Myo Motion firmy Noraxon. Pomiar czasu użytkowania wózka specjalistycznego rejestrowany był stoperem elektronicznym Body Sculpture BSH 120, każdego dnia badania w godzinach rannych i trwał do momentu sygnalizacji dolegliwości bólowych przez pacjenta.

Spersonalizowana orteza tułowia dedykowana jest grupie pacjentów z defektem nerwowo-mięśniowym, schorzeniami układu kostno-szkieletowego oraz stanami patologicznymi, w których dochodzi do uszkodzenia elementów składających się na jednostkę ruchową – zespół włókien mięśniowych wraz z unerwiającymi je komórkami. Proces projektowo-produkcyjny Indywidualnego Fotelu Anatomicznego polega na zastosowaniu zmodyfikowanej metody próżniowo-gipsowej oraz sparametryzowanych systemów poliuretanowych (PU) umożliwiających uzyskanie wytrzymałego rdzenia oraz wiskoelastycznej powłoki ortozy.

Z uwagi na złożoność procesu, cykl projektowo-produkcyjny Indywidualnego Fotelu Anatomicznego został podzielony na etapy, kolejno: pozycjonowanie pacjenta – przeprowadzane z wykorzystaniem specjalistycznego narzędzia pomocniczego: Fotel Wstępnego Pozycjonowania Pacjenta z modułem próżniowym – rys. 2.; miara i utworzenie negatywu gipsowego; przygotowanie formy; wylanie poliuretanu; kontrola i test spasowania ortozy z udziałem pacjenta oraz wykończenie i montaż fotela do wózka inwalidzkiego. Autorzy w trakcie ogółu czynności projektowo-produkcyjnych nie napotkali istotnych problemów, jedynie w perspektywie wpływu podparcia miednicy na zachowanie pozostałych części ciała pacjenta, należy zwrócić szczególną uwagę na odpowiednie ułożenie kłykci kości udowych – etap pozycjonowania pacjenta na modułach próżniowych.

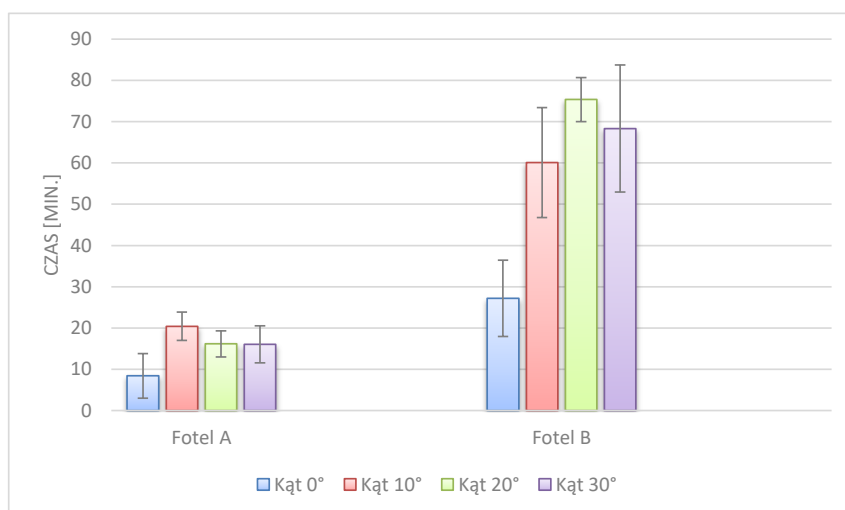


Rys. 2. Fotel Wstępnego Pozycjonowania Pacjenta [opracowanie własne]

### 3. WYNIKI I DYSKUSJA

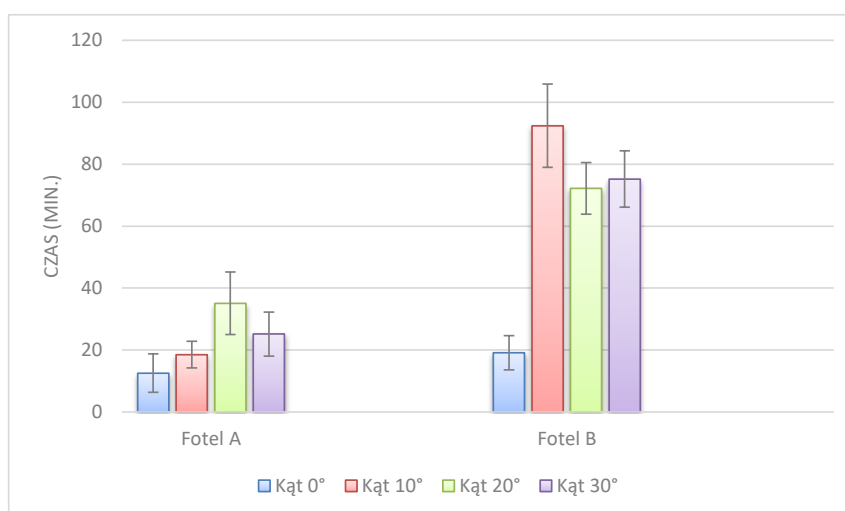
Średni czas użytkowania fotela A i B dla osób badanych przedstawiono na wykresach – rys. 3, 4 i 5. Czasy zarejestrowane dla fotela B względem A były wyraźnie wyższe u wszystkich, trzech pacjentów. W przypadku pierwszej osoby badanej – rys. 3, różnica czasu dla kątów pomiaru nachylenia fotela względem poziomu wynosi odpowiednio: 19,17 min., 40,05 min., 59,18 min. oraz 52,27 min. Najdłuższy czas użytkowania fotela A zarejestrowano dla kąta 10°, wyniósł on 20,42 min., w przypadku fotela B był to kąt 20° - czas użytkowania 75,34 min. Stosunek procentowy czasu wydłużenia użytkowania fotela B względem A wyniósł

odpowiednio: 323% - kąt 0°, 294% - kąt 10°, 466% - kąt 20° oraz 426% dla kąta 30°. Najbardziej optymalna konfiguracja fotela dla pierwszego pacjenta to model B - kąt 20°.



**Rys. 3. Czas użytkowania wózka specjalistycznego dla fotela A i B – pacjent pierwszy; jednostka chorobowa: zespół wad wrodzonych (wielowadzie) [opracowanie własne]**

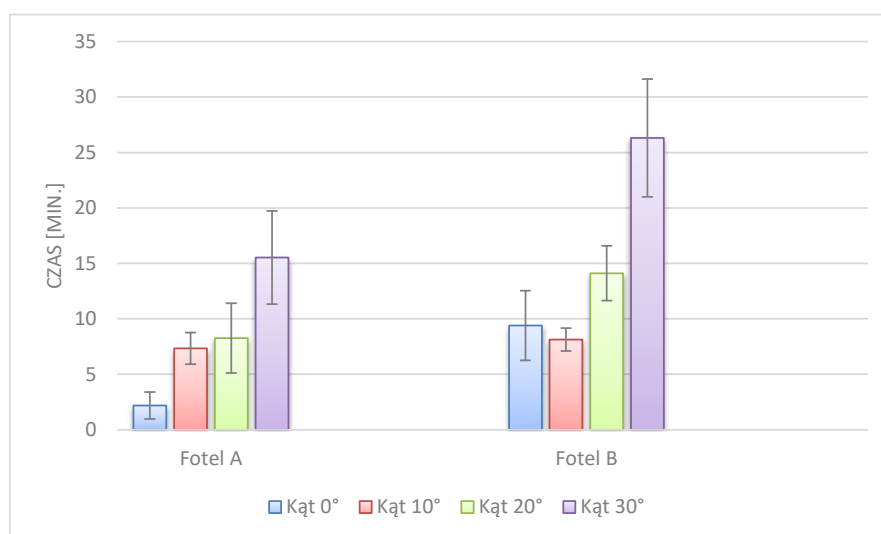
Pomiary czasu dla drugiej osoby badanej przedstawiono na rys. 4, różnica czasu dla kątów nachylenia fotela względem poziomu wynosi odpowiednio: 6,59 min., 73,93 min., 37,16 min. oraz 50,07 min. Najdłuższy czas użytkowania fotela A zarejestrowano dla kąta 20°, wyniósł on 35,06 min., w przypadku fotela B był to kąt 10° - czas użytkowania 92,43 min. Stosunek procentowy czasu wydłużenia użytkowania fotela B względem A wyniósł odpowiednio: 153% - kąt 0°, 500% - kąt 10°, 206% - kąt 20° oraz 299% dla kąta 30°. Najbardziej optymalna konfiguracja fotela dla drugiego pacjenta to model B i kąta 10°.



**Rys. 4. Czas użytkowania wózka specjalistycznego dla fotela A i B – pacjent drugi; jednostka chorobowa: mózgowo porażenie dziecięce [opracowanie własne]**

Charakterystykę badania trzeciej osoby przedstawiono na rys. 5, różnica czasu dla kątów nachylenia fotela względem poziomu wynosi odpowiednio: 7,22 min., 1,19 min., 5,85 min. oraz 11,19 min. Najdłuższy czas użytkowania fotela A i B zarejestrowano dla kąta 30°, wyniósł on 15,52 min. oraz 26,31 min. Stosunek procentowy czasu wydłużenia użytkowania fotela B względem A wyniósł odpowiednio: 431% - kąt 0°, 111% - kąt 10°, 171% - kąt 20° oraz 170%

dla kąta 30°. Najbardziej optymalna konfiguracja fotela dla trzeciego pacjenta to model B i kąt 30°.



**Rys. 5. Czas użytkowania wózka specjalistycznego dla fotela A i B – pacjent trzeci; jednostka chorobowa: dystrofia mięśniowa Duchenne’a [opracowanie własne]**

Podczas procesu wytwarzania Indywidualnego Fotela Anatomicznego najbardziej problematyczną kwestią okazał się zbyt szybki czas startu reakcji egzotermicznej powstałej w wyniku mieszania komponentów systemu poliuretanowego oraz gęstość pozorna gotowego produktu. Parametryzacja nowej architektury PU zakłada zwiększenie czasu rozpoczęcia reakcji. Z uwagi na ergonomię pracy rodziców sprawujących opiekę nad pacjentami odciążeniu ulegnie orteza poprzez zmniejszenie stosunku masy do objętości gotowego produktu przynajmniej do wartości 60 kg/m<sup>3</sup>.

W trakcie badania u dwóch z trzech osób użytkujących fotel B zaobserwowano nadmierne pocenie w krzyżowej i piersiowej okolicy pleców. Ponadto wywiad przeprowadzony po badaniu z opiekunami, wszystkich trzech pacjentów potwierdził wstępne założenia, związane z poprawą komfortu – rozluźnieniem pacjentów po użytkowaniu dopasowanego siedziska, podobnego faktu nie stwierdzono w przypadku modelu A fotela.

#### 4. PODSUMOWANIE

Proces projektowo-produkcyjny w pełni funkcjonalnej ortezy tułowia następował każdorazowo po upływie trzech tygodni od dnia kwalifikacji pacjenta przez fizjoterapeutę i lekarza ortopeda. Indywidualny Fotel Anatomiczny z uwagi na swój jednolity charakter wykonany został na stelażach wózka specjalistycznego Carreta Buggy z funkcją Tilt-In-Space firmy LIW Care Technology Sp. z o. o. Wybór wspomnianej konstrukcji ma znaczący wpływ na komfort użytkowania ortezy – możliwość jednoczesnej regulacji kąta nachylenia siedziska i oparcia bez naruszania integralnej bryły fotela w zakresie 0° ÷ 30° względem poziomu.

Na podstawie przeprowadzonych prób klinicznych można stwierdzić, że zastosowanie Indywidualnego Fotela Anatomicznego spowodowało znaczną poprawę komfortu u wszystkich osób biorących udział w badaniu. Stosunek procentowy czasu użytkowania fotela B względem A wyniósł od 111% do 500%. Ponadto stwierdzono znaczące dysproporcje w maksymalnym czasie korzystania z fotela A i B dla poszczególnych konfiguracji kątowych siedziska.

Od marca 2017 roku rozpoczęto realizację II fazy Projektu, której nadrzędnym celem jest dopracowanie konstrukcji Indywidualnego Fotela Anatomicznego, eliminując problemy związane z nadmierną potliwością użytkowników. Dodatkowo na podstawie informacji

uzyskanych od opiekunów osób badanych, złożono uzupełnienie do wcześniejszego wniosku i decyzją Komisji Bioetycznej przy Collegium Medicum im. Ludwika Rydygiera w Bydgoszczy wydano zgodę na rozszerzenie prowadzonych badań o aspekt pomiaru aktywności bioelektrycznej mięśni. Działanie ma na celu dokładne zbadania zależności pomiędzy rodzajem użytkowanego fotela a napięciem mięśni – potencjalną poprawą ich funkcji motorycznej, zmniejszeniem spastyczności i/lub sztywności mięśni osób dotkniętych deformacją układu mięśniowo-szkieletowego. Ponadto dostarczy informacji na temat zakresu zastosowania Indywidualnego Fotela Anatomicznego u osób z asymetrią ciała, który z uwagi na ograniczony zakres przeprowadzonych badań, na chwilę obecną nie jest do końca poznany.

## LITERATURA

- [1] Aldersea P.: National Prosthetic & Wheelchair Services Report 1993- 1996. College of Occupational Therapy, London 1996, Part II, p. 6-22.
- [2] Claus A.P., Hides J.A., Moseley G.L., Hodges P.W.: Different ways to balance the spine: subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity. *Spine*, vol. 34, 2009, p. 208-214.
- [3] Curtiss E.T., Eustis S.: Manual Wheelchair Market Shares, Strategies, and Forecasts, Worldwide, 2012 to 2018. Wintergreen Research, Lexington, Report SH24912312, 2012, p. 2-55.
- [4] Falla D., Jull G., Russell T., Vicenzino B., Hodges P.: Effect of neck exercise on sitting posture in patients with chronic neck pain. *Physical Therapy*, vol. 87, 2007, p. 408-417.
- [5] Główny Urząd Statystyczny, [www.stat.gov.pl](http://www.stat.gov.pl) (15.01.2017).
- [6] Gorczycka E. Integracja społeczna osób niepełnosprawnych – wyzwania przyszłości. *Ergonomia niepełnosprawnym w przyszłości*, nr 15, 2003, s. 37-45.
- [7] Kamińska A., Kwieciński Hubert.: Choroby nerwowo-mięśniowe w praktyce lekarza rodzinnego. *Przewodnik lekarza*, nr 10, 2001, s. 22-23.
- [8] Piotrowski K., Brzezińska, A. I.: Przeszłość, terażniejszość, przyszłość. Predyktory oceny dotychczasowego życia oraz perspektyw na przyszłość przez osoby niepełnosprawne w okresie adolescencji i wyłaniającej się dorosłości. *Polskie Forum Psychologiczne*, nr 17, 2012, s. 44-61.

## INDIVIDUAL ANATOMICAL SEAT – A NOVEL METHOD FOR SECONDARY PREVENTION AND TERTIARY IN CHRONIC SPINAL DISORDER PATIENTS

**Abstract:** This paper presents an original method of contoured seat fabrication – an Individual Anatomical Seat. The preliminary results were discussed both in terms of increasing patient comfort with spine deformation as well as fabrication process improvements on the basis of first prototypes. This information will be the starting point for further analysis of the proposed solution appropriateness, especially confronted with other commonly used stabilization methods.

Sandra ŚMIGIEL<sup>1</sup>, Żaneta PAWLAK<sup>2</sup>, Marek ANDRYSZCZYK<sup>1</sup>, Tomasz TOPOLIŃSKI<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Zakład Inżynierii Biomedycznej, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J.J. Śniadeckich w Bydgoszczy

<sup>2</sup>Przedszkole Niepubliczne „Buziaczek” w Bydgoszczy

## CZYNNIKI WPLYWAJĄCE NA ZMIANĘ POSTAWY CIAŁA U DZIECI W WIEKU SZKOLNYM

**Streszczenie:** Celem pracy było określenie w jakim stopniu wprowadzenie szafek w instytucjach szkolnych wpływa na prawidłowość rozwoju układu kostno-stawowego u dzieci w wieku szkolnym. Za cel drugorzędny określono ocenę wpływu przeciążeń wynikających ze zbyt ciężkiego plecaka szkolnego na rozwój wad postawy u dzieci. W pracy powyższe cele powiązано z analizą aktywności fizycznej wykazywaną przez dzieci, oceną stopnia nadwagi i warunków związanych z edukacją szkolną, m.in. prawidłowym ułożeniem plecaka szkolnego na plecach, jego ciężarem oraz przyjmowaną pozycją podczas uczenia.

**Słowa kluczowe:** dzieci, postawa ciała, plecak szkolny, zdrowie

### 1. WSTĘP

Nieustanny rozwój cywilizacji i nowych technologii niesie ze sobą znaczny wzrost problemów związanych z otyłością, nadwagą i zmniejszeniem aktywności fizycznej w całej populacji. Szczególnie niepokojący jest fakt wzrostu częstości występowania tych zjawisk w populacji w wieku rozwojowym. Długotrwałe skutki zdrowotne wczesnego występowania zwiększonej masy ciała prowadzą do rozwoju wielu różnych chorób przewlekłych, obniżenia jakości życia oraz zmniejszonej wydolności organizmu w wieku dojrzałym. Wśród czynników mających wpływ na powstawanie zaburzeń posturalnych, m.in. nieprawidłowy rozwój kręgosłupa, obręczy barkowej oraz kończyn dolnych, poza zmniejszoną ruchliwością i otyłością, wymienia się również warunki związane z edukacją szkolną. Szczególnie niekorzystnym zjawiskiem stają się przeciążenia wynikające ze zbyt ciężkiego plecaka szkolnego [1, 7].

Normy przedstawione przez WHO wskazują, że ciężar plecaka nie powinien przekraczać 10% masy ciała dziecka, co przekłada się na nie więcej niż 3-4 kg wagi plecaka. Statystyki w tym zakresie są jednak niepokojące [5]. Zgodnie z rozporządzeniem Ministra Edukacji Narodowej i Sportu w Polsce z dnia 31 grudnia 2002r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny w publicznych i niepublicznych szkołach oraz placówkach zjawisku przeciążenia plecaków miało przeciwdziałać wprowadzenie szafek.

Kształtowanie postawy ciała u dziecka jest procesem złożonym [4]. Niezauważone i niekorygowane wady narastają w miarę dojrzewania dziecka, co z czasem może skutkować licznym przykurczom, a w konsekwencji deformacjom układu kostno-stawowego.

Kiedy dziecko zaczyna chodzić do szkoły (6-7 lat), jego tryb życia zmienia się z indywidualnie regulowanego przez dziecko ruchu w narzucony, kilkugodzinny tryb statyczny, często związany z przebywaniem dziecka w pozycji siedzącej w niewłaściwych warunkach. Jej przyjmowanie przez dłuższy czas stanowi duże obciążenie dla młodego kręgosłupa, gdyż m.in. przyczynia się do osłabienia siły mięśniowej i ogólnej sprawności organizmu [9,10].

## 2. CEL PRACY

Głównym celem pracy było określenie w jakim stopniu wprowadzenie szafek w instytucjach szkolnych wpływa na prawidłowość rozwoju układu kostno-stawowego u dzieci w wieku szkolnym. Za cel drugorzędny określono ocenę wpływu przeciążeń wynikających ze zbyt ciężkiego plecaka szkolnego na rozwój wad postawy u dzieci.

W pracy powyższe cele powiązano z analizą aktywności fizycznej wykazywaną przez dzieci, oceną stopnia nadwagi i warunków związanych z edukacją szkolną, m.in. prawidłowym ułożeniem plecaka szkolnego na plecach, jego ciężarem oraz przyjmowaną pozycją podczas uczenia.

## 3. METODYKA BADAŃ

Badaniem objęto grupę dzieci w wieku 11-13 lat, uczęszczającą do szkoły podstawowej. Analizowana próba badawcza liczyła 76 dzieci. Grupa I (badana) stanowiła 46 dzieci uczęszczających do szkoły, w której zapewniono szafki na książki. Grupa II (kontrolna) stanowiła 30 dzieci, w której nie odnotowano możliwości pozostawienia przyborów szkolnych w szafkach. Przedział wiekowy dla analizowanej próby badawczej wynosił 11-13 lat, z czego 28 osób miało 11 lat, 40 – 12 lat oraz 8 – 13 lat.

Analizowana próba badawcza stanowiła odpowiednio 52% dziewczynek i 48% chłopców. Kryteriami włączenia dzieci do badania był wiek od 11 do 13 lat, symetryczny udział dziewczynek i chłopców z grupy badanej i kontrolnej. Kryteriami wyłączenia były stwierdzone choroby neurodegeneracyjne i niepełnosprawność ruchowa, której nie wykazano w przypadku uczniów żadnej z analizowanych szkół.

Badania zostały przeprowadzone w dwóch etapach. W I etapie dzieci zakwalifikowane do badań zostały poddane badaniu podmiotowemu i przedmiotowemu. Badanie podmiotowe przeprowadzono w oparciu o przygotowany na potrzeby pracy kwestionariusz. W ankiecie zawarto pytania dotyczące m.in.: aktywności fizycznej dzieci, wybieranej formy spędzania wolnego czasu, a także występowania wad postawy. Ocenie podlegała również sylwetka badanych dzieci, sposób noszenia plecaka przez dzieci i przyjmowana pozycja podczas uczenia. Kwestionariusz oraz zgoda na przeprowadzenie badania przedmiotowego był wypełniany przez prawnego opiekuna/ rodzica dzieci.

W ramach badania przedmiotowego z wykorzystaniem tabeli błędów postawy wykonano wzrokową ocenę postawy dziecka. Oceniano ustawienie głowy, barków i łopatek w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej, a także krzywizny kręgosłupa. W drugiej części przeprowadzono badania kliniczne polegające na wykonaniu testów oceniających występowanie przykurczów mięśni: biodrowo-łędźwiowych (test Thomasa), kulszowo-goleniowych, brzuchatych i płaszczkowatych łydki. Analizie poddano również badanie kąta rotacji tułowia skoliometrem, a także testy oceny wydolności mięśni posturalnych Matthiasa (test oceny przykurczów mięśni piersiowych większych). Badania przeprowadzono w obu analizowanych grupach.

II etap badań stanowiła analiza statystyczna uzyskanych danych, wykonana przy użyciu narzędzi programu Statistica 10 Site Licence. Sprawdzenie rozkładu zmiennych z rozkładem



normalnym przeprowadzono testem Shapiro-Wilka. Dla parametrów mających porządkowy charakter oraz nieposiadających rozkładu normalnego wykorzystano test Manna Whitney'a oraz analizę korelacji testem porządku rang Spearmana. Odpowiedzi ankietowanych analizowano testem Chi<sup>2</sup>Pearsona. Statystykę opisową charakteryzują takie parametry, jak średnia arytmetyczna ( $\bar{x}$ ), mediana (Me), minimum (Min), maksimum (Max), odchylenie standardowe (SD).

Przy weryfikacji wszystkich analiz użyto współczynnika istotności na poziomie  $\alpha=0,05$ , co pozwoliło uznać za zmienne istotnie statystyczne porównania przy  $p<0,05$ .

#### 4. ANALIZA

Analiza stopnia obciążenia plecaka dla grupy badanej i kontrolnej wyniosła średnio 5 kg. Ocena porównawcza w tym aspekcie nie wykazała różnic istotnych statystycznie między badanymi grupami. Uzyskane wyniki znacząco wskazują na większy rozrzut ciężaru plecaków w grupie II, dla której wartość odchylenia standardowego wyniosła 1,7 kg, w porównaniu do 1,5 kg w grupie I (tabela 1).

**Tabela 1. Porównanie masy plecaka plecaka**

<i>Masa plecaka [kg]</i>	<i>Liczba osób</i>	$\bar{x}$	<i>Me</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>SD</i>
<b>Grupa I</b>	46	5,0	4,5	3,0	7,5	1,5
<b>Grupa II</b>	30	5,0	4,	3,3	8,4	1,7

Ocena prawidłowości noszenia plecaka w analizowanej próbie badawczej wykazała jego niewłaściwe ułożenie: na jednym ramieniu u 56 dzieci, z czego u 51 na prawym i 5 na lewym. Zaledwie w 7 przypadkach odnotowano prawidłowe zakładanie plecaka na obu ramionach. W pozostałej grupie 13 dzieci nie uzyskano odpowiedzi od ankietowanych.

Odpowiedzi ankietowanych dotyczące częstości występowania wad postawy u dzieci oraz obecności innych zaburzeń postawy wykazała ich obecność w grupie 70 badanych. Wynik ten został potwierdzony w przeprowadzonych przez personel medyczny badaniach przedmiotowych. W badaniu przedmiotowym dla obu analizowanych grup wykazano nieprawidłowości budowy górnej obręczy ciała. Ponadto zaobserwowano charakterystyczne wysunięcie głowy do przodu. Przeprowadzona ocena ustawienia barków w płaszczyźnie strzałkowej wykazała u 41% dzieci wysunięty jeden lub oba barki do przodu. Ocena ułożenia barków w płaszczyźnie czołowej wykazała, że ponad dwa razy więcej dzieci ma bardziej obniżony bark prawy niż lewy. Asymetria barków w tej płaszczyźnie występuje u 54% badanych dzieci. Analiza wad ustawienia łopatek wykazała, że powyższe nieprawidłowości występują u 38% badanych dzieci, co przekłada się na grupę 29 osób. Uzyskane wyniki zestawione z uwzględnieniem podziału na grupę I i II, oraz przeprowadzoną analizą statystyczną testem Chi<sup>2</sup> Pearsona przedstawiono w tabeli 2. Dla przeprowadzonych porównań nie wykazano wystąpienia różnic istotnych statystycznie.

Tabela 2. Wyniki badania klinicznego postawy dzieci w grupie badanej i kontrolnej

Wzrokowa ocena postawy		Grupa I	Grupa II	Wartość p
<i>Ustawienie głowy w płaszczyźnie strzałkowej</i>	Norma	89,13%	90,0%	0,79
	Wysunięcie głowy do przodu	10,87%	10,0%	
<i>Barki w płaszczyźnie strzałkowej</i>	Prawy bark w protrakcji	13,04%	0,0%	0,25
	Lewy bark w protrakcji	8,70%	0,0%	
	Norma	65,22%	80,0%	
	Oba barki wysunięte	13,04%	20,0%	
<i>Barki w płaszczyźnie czołowej</i>	Lewy niżej	17,39%	20,0%	0,41
	Prawy niżej	41,30%	26,7%	
	Norma	41,30%	26,7%	
<i>Łopatki w płaszczyźnie czołowej</i>	Norma	95,6%	100%	0,12
	Lewa	2,2%	0,0%	
	Prawa	2,2%	0,0%	
<i>Łopatki w płaszczyźnie strzałkowej</i>	Norma	86,9%	74,06%	0,43
	Lewa	4,4%	13,3%	
	Prawa	8,70%	10,0%	

W analizowanej próbie badawczej ocena krzywizn kręgosłupa została oparta o analizę odcinka Th oraz odcinka L. Z uzyskanych danych wynika, że aż 24% badanych dzieci ma pogłębioną lordozę. W kolejnej części badania fizykalnego postawy ciała oceniano wysklepienie klatki piersiowej. W grupie 10 dzieci, stanowiącej 13% ogółu - zaobserwowano płaską klatkę piersiową. Natomiast w przypadku 3 dzieci, stanowiącej 3% - zapadnięty mostek. Uzyskane wyniki zestawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Wyniki interpretacji krzywizn kręgosłupa w grupie badanej oraz kontrolnej

Wzrokowa ocena postawy		Grupa I	Grupa II	Wartość p
<i>Odcinek Th</i>	Norma	71,74%	80,00%	0,62
	Pogłębiony	15,22%	13,33%	
	Spłycony	13,04%	6,67%	
<i>Odcinek L</i>	Norma	76,09%	63,33%	0,26
	Pogłębiony	17,39%	33,33%	
	Spłycony	6,52%	3,33%	
<i>Klatka piersiowa</i>	Norma	89,13%	80,00%	0,08
	Płaska	6,52%	20,00%	
	Mostek zapadnięty	4,35%	0,00%	

W przeprowadzonych porównaniach wyników oceny wzrokowej w grupie badanej oraz kontrolnej testami statystycznymi nie wykazano istotnych różnic pomiędzy analizowanymi grupami (tabela 2,3).

Analiza testów funkcjonalnych Matthiasa wykazała w grupie 19 dzieci osłabioną postawę ciała, a dla 13 postawę zgarbioną. Powyższe wyniki potwierdziły testy przykurczy mięśni. Dla większość badanych dzieci (90% dzieci) występują przykurcze mięśni brzuchatych łydki i kulszowo-goleniowych. Przykurcz mięśnia biodrowo-łędźwiowego odnotowano w 85% przypadkach dzieci. Natomiast przykurcz mięśnia płaszczkowatego łydki u blisko 60% badanych dzieci. Analiza statystyczna przeprowadzonych w tym aspekcie wyników wykazała różnice istotne statystycznie w analizowanej próbie badawczej, szczególnie w przykurczach mięśni kulszowo-goleniowych i brzuchatych łydki. Uzyskane wyniki zestawiono w tabeli 4.

**Tabela 4. Porównanie wyników badania funkcjonalnego z grupy badanej i kontrolnej**

Testy funkcjonalne		Grupa I					Grupa II					Wartość P
		N	$\bar{x}$	Min	Max	SD	N	$\bar{x}$	Min	Max	SD	
Test na mięsień piersiowy	Prawy	46	3,6	0	13,0	4,1	30	3,2	0	11,0	4,1	0,715
	Lewy	46	3,8	0	18,0	4,6	30	2,6	0	10,0	4,0	0,297
Test Thomasa	Prawy	46	8,9	0	30,0	6,2	30	9,9	0	25,0	5,6	0,277
	Lewy	46	8,4	0	30,0	6,0	30	10,0	0	20,0	5,2	0,127
Kąt podkolanowy	Prawy	46	28,2	0	55,0	11,6	30	19,7	0	50,0	11,8	0,001
	Lewy	46	26,5	0	50,0	12,9	30	18,4	0	50,0	12,0	0,005
Test oceniający przykurcz m. brzuchaty	Prawy	46	5,6	0	15,0	4,4	30	9,6	0	20,0	5,2	0,003
	Lewy	46	5,8	0	18,0	4,7	30	12,1	4	20,0	5,0	<0,001
Test oceniający przykurcz m. płaszczkowaty	Prawy	46	14,0	0	25,0	6,6	30	14,3	0	30,0	6,6	0,953
	Lewy	46	14,1	0	25,0	6,6	30	16,0	5	30,0	5,2	0,377

W tabeli 5 przedstawiono analizę statystyczną dotyczącą korelacji czasu dotarcia dzieci do szkoły, a wynikami uzyskanymi w testach funkcjonalnych Matthiasa. Analiza otrzymanych wyników wykazała wprost proporcjonalną zależność między czasem dotarcia dzieci do szkoły, a występowaniem przykurczy mięśni piersiowych, co przede wszystkim zaobserwowano u dzieci z grupy kontrolnej. Natomiast w grupie badanej powyższa zależność była odwrotnie proporcjonalna, co świadczy o występujących różnicach istotnych statystycznie pomiędzy badanymi grupami. Ponadto w grupie kontrolnej wykazano wprost proporcjonalną zależność wyników uzyskanych w teście Thomasa oraz teście na mięsień brzuchaty łydki względem długości czasu potrzebnego na dotarcie do szkoły. W przypadku grupy badanej nie zaobserwowano takiej zależności.

**Tabela 5. Korelacje czasu dojścia do szkoły pieszo z testami funkcjonalnymi wyników dzieci z grupy badanej i kontrolnej**

Korelacje czasu dojścia do szkoły pieszo z testami funkcjonalnymi		Grupa I		Grupa II	
		R Spearman	Wartość p	R Spearman	Wartość p
Test na mięsień piersiowy	Prawy	-0,41	0,04	0,50	0,03
	Lewy	-0,60	0,00	0,52	0,02
Test Thomasa	Prawy	0,12	0,57	0,44	0,06
	Lewy	0,14	0,48	0,52	0,02
Kąt podkolanowy	Prawy	0,17	0,40	0,10	0,69
	Lewy	0,20	0,33	0,19	0,44
Test na mięsień brzuchaty	Prawy	0,21	0,30	-0,43	0,07
	Lewy	0,10	0,64	-0,49	0,03
Test na mięsień płaszczkowaty	Prawy	0,05	0,82	-0,31	0,20
	Lewy	-0,12	0,56	-0,45	0,05

W tabeli 6 przedstawiono analizę statystyczną dotyczącą korelacji czasu spędzonego przed komputerem, względem wyników uzyskanych z testów funkcjonalnych. Analiza otrzymanych wyników w grupie badanej wskazuje na istnienie zależności między czasem spędzonym przed komputerem, a występowaniem przykurczy mięśnia brzuchatego i płaszczkowatego o wprost proporcjonalnej zależności. Brak takiej zależności wykazano w grupie kontrolnej, co świadczy o występujących różnicach istotnych statystycznie pomiędzy badanymi grupami.

**Tabela 6. Zależności pomiędzy wynikami testów klinicznych a czasem spędzonym przed komputerem**

Korelacje czasu spędzania przez dziecko przy komputerze z testami funkcjonalnymi		<i>Grupa I</i>		<i>Grupa II</i>	
		R Spearman	Wartość p	R Spearman	Wartość p
Test na mięsień piersiowy	Prawy	0,00	1,00	0,10	0,59
	Lewy	-0,13	0,40	0,20	0,28
Test Thomasa	Prawy	-0,05	0,76	0,23	0,23
	Lewy	0,11	0,47	0,25	0,19
Kąt podkolanowy	Prawy	-0,15	0,33	-0,17	0,37
	Lewy	-0,13	0,38	-0,05	0,78
Test na mięsień brzuchaty	Prawy	0,36	0,01	-0,07	0,72
	Lewy	0,26	0,08	-0,06	0,74
Test na mięsień płaszczkowaty	Prawy	0,42	0,00	-0,20	0,29
	Lewy	0,40	0,01	-0,14	0,46

Analiza wyników uzyskanych w badaniu skoliometrycznym kąta rotacji tułowia nie potwierdziła występowania skoliozy w obu analizowanych grupach, co potwierdzono analizą statystyczną testem  $\chi^2$ , która nie wykazała różnic istotnych statystycznie między grupą badaną a kontrolną (tabela 7).

**Tabela 7. Wyniki interpretacji rotacji kręgow w kręgosłupie**

Rodzaj grupy	Zakresy badania	Odchylenie	Liczba osób w danym zakresie		Odsetek w danym zakresie
Grupa I	<3°	0°	10	26	56,5%
		1°	2		
		2°	7		
		3°	7		
	4° - 6°	4°	13	20	43,5%
		5°	7		
		6°	0		
>7°	≥7°	0	0	0%	
Grupa II	<3°	0°	16	20	66,7%
		1°	0		
		2°	1		
		3°	3		
	4° - 6°	4°	5	10	33,3%
		5°	3		
		6°	2		
>7°	≥7°	0	0	0%	

## 5. Dyskusja i wnioski

Przedstawione wyniki są kontynuacją badań prowadzonych przez autorów innych prac z tego zakresu. Z uwagi na ich miejsce przeprowadzenia, przedstawione w niniejszej pracy efekty badań odniesiono do wprowadzonego w Polsce rozporządzenia Ministra Edukacji Narodowej i Sportu dot. konieczności poprawy aktualnych statystyk w zakresie ciężaru tornistrów i związanych z nimi konsekwencji występowania licznych wad postawy u uczniów.

W badaniach własnych po zważeniu plecaków, średni ciężar plecaka w analizowanej próbie badawczej nie różnił się znacząco i wynosił 5 kg. Wskazuje to na brak spełnienia przez szafki podstawowej funkcji do jakiej były zakupione, czyli przechowywania w nich książek. Z wyników prowadzonych przez grupę europejskich naukowców wykazano współistnienie

związku między bólem szyi, pleców oraz występowaniem wad postawy względem przeciążenia plecaka. Ból szyi i pleców występował z częstością odpowiednio 41.1% i 32.8% [6, 11]. Powyższe badania potwierdziła Powiatowa Inspekcja Sanitarna w Nakle nad Notecią (Polska). Analiza przeprowadzonych badań wykazała przeciążenie plecaków w populacji miejskiej u 75%, natomiast na wsi dotyczy u 24% uczniów. Średnia waga tornistra wynosiła wahała się między 2,5-4,5 kg. W zbliżonych badaniach przeprowadzonych na grupie 471 dzieci, 159 uczniów odpowiedziało, że posiada w szkole szafkę, a ponad połowa z nich (61%) zadeklarowała, że ich tornister jest ciężki [8].

Uzyskane wyniki świadczą o występowaniu wad postawy u części badanych. Wady związane z nieprawidłowym ustawieniem barków w płaszczyźnie strzałkowej dotyczyły 41%, a w płaszczyźnie czołowej 54% wszystkich badanych dzieci. Autorzy innych prac upatrują przyczyn tego zjawiska w noszeniu zbyt ciężkiego plecaka oraz w niedostosowaniu ławek do wzrostu dzieci i zbyt małej ilości ruchu ukierunkowanego na kształtowanie prawidłowej sylwetki ciała. Wskazują oni na zbyt niską wysokość krzesel, co w konsekwencji może prowadzić do wysunięcia głowy w płaszczyźnie czołowej w przód, wysunięcia barków do przodu oraz przyjmowania zgrabionej pozycji podczas siedzenia [3]. W niniejszej pracy uzyskano podobny obraz sylwetki u części badanych dzieci.

Badania prowadzone w Indiach w 2013 roku na grupie 87 dzieci, w wieku od 9 do 13 lat, świadczą o powiązaniu wysunięcia głowy z ciężarem noszonego plecaka. Wykazały one również związek między stosunkiem masy plecaka do całkowitej masy ciała dziecka, a występowaniem bólu w odcinku szyjnym u dzieci [2]. Powyższe wyniki są zbliżone do uzyskanych w badaniach własnych, a dodatkowo potwierdzają wyniki uzyskane przez wcześniej przytaczane badania.

Wyniki badania ustawienia łopatek uzyskanych w badaniach własnych pokazują, że u 39% badanych występuje nieprawidłowe ustawienie łopatek. Jest to wynik niemalże o 15% niższy niż uzyskany w badaniach przeprowadzonych na grupie brazylijskich dzieci w wieku 7-10lat, gdzie taką nieprawidłowość stwierdzono odpowiednio u 55,7% dziewczynek i 48,9% chłopców [5].

Z badania kształtu kifozy piersiowej wynika, że u 14% dzieci występuje jej pogłębienie, a spłyconie u 11% badanych. Podobne wyniki uzyskują inni autorzy, wskazując jednocześnie, że pogłębiona kifoza występuje u 15% dziewcząt, jak i chłopców, a jej spłyconie u 10% dziewcząt i 15% chłopców. Wyniki oceny kształtu lordozy lędźwiowej, pokazują, że pogłębienie lordozy występuje u 24% badanych dzieci, zaś jej spłycona krzywizna u 5% dzieci. Uzyskane w badaniach własnych wyniki są zgodne z prezentowanymi badaniami innych autorów, którzy wskazują, że pogłębiona lordoza występuje u 32% badanych dzieci w wieku 7-15 lat, spłycona zaś u 20% [10].

Ostatni analizowany aspekt dotyczył przykurczy mięśni: kulszowo-goleniowych, biodrowo-lędźwiowych, brzuchatych i płaszczkowatych łydki oraz piersiowych większych. W badaniach przeprowadzonych przez innych autorów uzyskano wyniki zbliżone do prezentowanych w niniejszej pracy. W przypadku mięśni kulszowo-goleniowych brak normy po stronie prawej występuje u 62% dziewczynek oraz 87% chłopców, po stronie lewej u 65% dziewczynek i u 90% chłopców [5, 10, 2].

W badaniach skoliometrem nie wykazano różnic istotnych statystycznie pomiędzy grupami. Uzyskane wyniki wskazują, że u 43% dzieci z grupy badanej i 33% z grupy kontrolnej, wymagana jest dodatkowa (po 3 miesiącach) wizyta celem sprawdzenia czy nie nastąpiło pogorszenie wyniku w zakresie kąta rotacji tułowia.

## LITERATURA

- [1] Adeyemi A.J., Rohani J.M., Rani M.R.: Interaction of body mass index and age in muscular activities among male backpack carrying schoolchildren. *Work*, vol. 52, no. 3, 2015, p. 677-686.
- [2] Aggarwal N., et al.: Low back pain and associated risk factors among undergraduate students of a medical college in Delhi. *Education for Health*, vol. 26, no. 2, 2013, p. 103.
- [3] Bejia I., et al.: Low back pain in a cohort of 622 Tunisian schoolchildren and adolescents: an epidemiological study. *European Spine Journal*, vol. 14, no. 4, 2005, p. 331-336.
- [4] Brackley H.M., Stevenson J.M., Selinger J.C.: Effect of backpack load placement on posture and spinal curvature in prepubescent children. *Work*, vol. 32, no. 3, 2009, p. 351-360.
- [5] Cardon G.M., Balague F.: Are children's backpack weight limits enough? A critical review of the relevant literature. *Spine*, vol. 29, no. 19, 2004, p. 2184-2190.
- [6] Deng G., et al.: Effects of physical factors on neck or shoulder pain and low back pain of adolescents. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*, vol. 94, no. 43, 2014, p. 3411-3415.
- [7] Grimmer K., et al.: Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskelet Disord*, vol.3, no.1, 2002, p. 10.
- [8] Mikołajczyk-Machowiak T.: Raport z realizacji programu „Profilaktyka wad postawy i otyłości u dzieci klas IV szkół podstawowych”, 2011, s. 1-73
- [9] Penha P.J., et al.: Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. *Clinics*, vol. 60, no. 1, 2005, p. 9-16.
- [10] Penha P.J., et al.: Qualitative postural analysis among boys and girls of seven to ten years of age. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, vol. 12, no. 5, 2008, p. 386-391.
- [11] Zhang, Y., et al., [Effects of non-physical factors on neck and shoulder pain and low back pain of adolescents]. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*, vol. 94(37), 2014, p. 2923-8.

## RISK FACTORS AFFECTING THE BODY POSTURE OF SCHOOL CHILDREN

**Abstract:** The aim of the study was to determine to what extent the introduction of lockers in school institutions influences the correct development of the skeletal joint system of school children. The secondary aim was to assess the impact of overloads resulting from too heavy a school backpack on the development of postural defects. In this work, the above objectives were linked to the analysis of physical activity reported by children, the assessment of the degree of overweight and the conditions related to school education, including correct placement of school backpack, weight and accepted position during learning.

Agnieszka WASILEWSKA<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Białystok

## WYKORZYSTANIE DANYCH KLINICZNYCH I TERMOWIZYJNYCH PACJENTÓW DO BUDOWY REGUŁ DIAGNOSTYCZNYCH W REUMATOIDALNYM ZAPALENIU STAWÓW

**Streszczenie:** Wiele dziedzin wiedzy, szczególnie z zakresu medycyny, wymaga zastosowania profesjonalnego wspomaganie procesu podejmowania decyzji. Celem niniejszego artykułu jest analiza reguł otrzymanych na podstawie badań demograficznych, klinicznych i termowizyjnych pacjentów z RZS oraz porównanie ich z istniejącymi systemami ekspertowymi służącymi do diagnostyki tej choroby.

**Słowa kluczowe:** system ekspertowy, Reumatoidalne Zapalenie Stawów, reprezentacja wiedzy

### 1. WSTĘP

Wiele dziedzin wiedzy, szczególnie z zakresu medycyny, wymaga zastosowania profesjonalnego systemu wspomaganie procesu podejmowania decyzji w celu rozwiązywania różnego rodzaju problemów dotyczących konkretnej tematyki. Służą do tego tzw. systemy ekspertowe, które w oparciu o wiedzę eksperta oraz układ wnioskowania dostarczają możliwości w zakresie diagnostyki, uczenia się, instruktażu, interpretacji, predykcji oraz planowania [1]. System taki ma na celu zastąpienie eksperta, bądź też ułatwienie jego pracy w oparciu o specjalne algorytmy. Pandey i Mishra zaproponowali podział takich systemów na systemy oparte na wiedzy oraz inteligentne systemy obliczeniowe. Systemy oparte na wiedzy ze względu na sposób jej reprezentacji można podzielić na: oparte na regułach, oparte na przypadku oraz oparte na modelu [2]. Jak wskazuje nazwa, w systemach opartych na regułach wiedza reprezentowana jest w postaci reguł: IF (jeśli)...THEN (to)... Zapis ten należy interpretować następująco: jeżeli dana przesłanka jest prawdziwa, to prawdziwa jest także dana konkluzja [1]. W systemach opartych na przypadku (ang. Case-based reasoning, CBR) głównym założeniem jest fakt, że doświadczenia z przeszłości zostają zapamiętane oraz zaadaptowane do rozwiązywania problemów. Tak więc wnioskowanie i podejmowanie decyzji odbywają się na podstawie znanych już przypadków [3]. Z kolei w przypadku systemów opartych na modelu, jak nazwa wskazuje, wiedza jest reprezentowana modelem, np. mentalny model dedukcyjny lub indukcyjny, mogą to być także modele biochemiczne, biofizyczne, itd. Jak wcześniej wspomniano, inżynieria wiedzy proponuje również rozwiązania w postaci inteligentnych systemów obliczeniowych, spośród których należy wymienić tzw. sztuczne sieci neuronowe, algorytmy genetyczne oraz systemy rozmyte. Sztuczne sieci neuronowe stanowią analogię ludzkiego układu nerwowego. Zbudowane są one z jednostek zwanych neuronami, które połączone są ze sobą węzłami. Neurony, które reprezentują zmienne, odbierają bodziec pobudzający lub hamujący, co skutkuje przetworzeniem odebranej

informacji. Połączeniom pomiędzy jednostkami odpowiadają współczynniki wagowe, które stanowią informację o sile powiązań pomiędzy poszczególnymi zmiennymi [4]. Z kolei algorytmy genetyczne naśladują proces ewolucji i są narzędziem służącym do przeszukiwania rozwiązań. Bazując na naturalnych zjawiskach takich jak dobór naturalny oraz dziedziczność poszukiwane są rozwiązania optymalne. Logika rozmyta, czyli logika wielowartościowa stanowi rozszerzenie klasycznej dwuwartościowej logiki i stosowana jest tam, gdzie zastosowanie logiki klasycznej jest niemożliwe ze względu na utrudniony zapis matematyczny. Ostatnią, jednak nie najmniej popularną metodą wnioskowania systemach ekspertowych są tzw. sieci Bayesa, które należą do metod statystycznych. W metodzie tej określane są relacje pomiędzy zmiennymi losowymi. Wnioskowanie polega na obliczeniu na podstawie tych relacji prawdopodobieństwa wystąpienia określonego zdarzenia [1]. W medycynie prawdopodobieństwo diagnozy obliczane jest na podstawie dokładności testu lub badania klinicznego oraz powszechności występowania choroby [5]. Podstawowe elementy składowe systemu ekspertowego to: baza wiedzy, mechanizm wnioskujący, interfejs użytkownika i moduł objaśnień [6,7]. Olbrzymie zastosowanie systemów wspomaganie decyzji obserwuje się w dziedzinie medycyny. Szeroka gama objawów, które mogą być przypisane różnym chorobom, skłoniła do rozwoju sztucznej inteligencji, której zadaniem jest pomoc lekarzowi w stawianiu prawidłowej diagnozy. Jedną z dziedzin medycyny, w której ze względu na szybką progresję chorób szczególne znaczenie ma wczesna diagnostyka, jest reumatologia. Szczególnie trudną do diagnozy chorobą z obszaru reumatologii jest Reumatoidalne Zapalenie Stawów (RZS), jako że manifestuje się ona wieloma objawami, takie jak sztywność poranna, obrzęk, ból i hipertermia powierzchni skóry [8]. Warto wspomnieć, iż istnieje zależność pomiędzy czasem leczenia pacjenta a rozkładem temperatur w obrębie stawów osób chorych na RZS [9]. Pomimo podobnej struktury, dostępne systemy wspomagające pracę klinicysty wykazują pewne różnice. Przede wszystkim, ze względu na różne źródła danych, każdy system ma odrębną bazę wiedzy. Różnice wynikają także z zastosowanego przez autorów układu wnioskującego. Celem niniejszego artykułu jest analiza reguł otrzymanych na podstawie badań demograficznych, klinicznych i termowizyjnych pacjentów z RZS oraz porównanie ich z istniejącymi systemami ekspertowymi służącymi do diagnostyki tej choroby.

## 2. METODOLOGIA

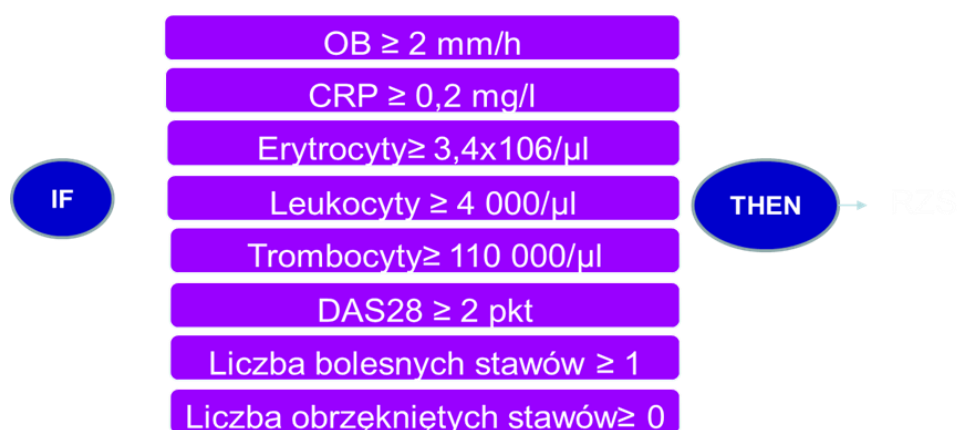
Zebrano grupę 67 pacjentów z Reumatoidalnym Zapaleniem Stawów (77,61% kobiet), dla których zebrano dane kliniczne. Dla tej grupy pacjentów przeprowadzono również badania za pomocą kamery termowizyjnej. Pacjenci zostali zidentyfikowani i wyselekcjonowani w Klinice Reumatologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku. U wszystkich pacjentów zdiagnozowano Reumatoidalne Zapalenie Stawów zgodnie ze standardami wytyczonymi przez American College of Rheumatology oraz wykluczono choroby towarzyszące, które mogłyby mieć wpływ na wynik badania. Przeprowadzono ankietę w celu uzyskania podstawowych informacji o pacjencie (wiek, wysokość ciała, masa ciała, czas trwania choroby, parametry biochemiczne: odczyn Biernackiego (OB), białko C-reaktywne (CRP), elementy morfotyczne krwi: erytrocyty, leukocyty, trombocyty, czynnik reumatoidalny (RF), przeciwciała przeciwcytrulinowe (anti-CCP), DAS 28, dotychczasowe leczenie farmakologiczne, leczenie operacyjne, zabiegi fizjoterapeutyczne. Zbadano temperaturę następujących stawów: nadgarstkowego, śródrečno-paliczkowego, międzypaliczkowych bliższych, międzypaliczkowych dalszych, skokowo-goleniowego, śródstopno-paliczkowego. Kryteria włączenia do badania: wiek powyżej 18 lat, czas trwania choroby powyżej 1 roku. Kryteria wyłączenia z badania: wiek poniżej 18 lat i czas trwania choroby poniżej 1 roku. Termogramy zostały wykonane w pozycji siedzącej w temperaturze



otoczenia 23<sup>0</sup>C. Użyto kamery termowizyjnej Thermo GEAR G100, NEC Avio. Pomiary zostały wykonane w odległości 1,5 m od pacjenta.

### 3. WYNIKI

Na podstawie danych demograficznych, klinicznych i termograficznych zebranych dla 67 pacjentów z Reumatoidalnym Zapaleniem Stawów opracowane zostały wstępne reguły kwalifikujące pacjenta do postawienia diagnozy tej choroby. Dane kliniczne, które brane były pod uwagę przy budowaniu reguł to: OB, CRP, elementy morfotyczne krwi (erytrocyty, leukocyty, trombocyty), DAS 28, liczba bolesnych stawów oraz liczba obrzękniętych stawów. Rysunek 1 przedstawia wstępne reguły, które uzyskano na podstawie analizy wartości wyżej wymienionych parametrów u 67 badanych pacjentów z RZS.



Rys. 1. Reguły dla danych klinicznych

Na podstawie uzyskanych termogramów opracowano wstępne reguły dla temperatur. W tabeli 1 przedstawiono wartości temperatur wszystkich zbadanych stawów (nadgarstkowego, śródrečno-paliczkowego, międzypaliczkowych bliższych, międzypaliczkowych dalszych, skokowo-goleniowego, śródstopno-paliczkowego), które według otrzymanych wyników kwalifikują pacjenta do diagnozy RZS.

Tabela 1. Reguły dla temperatur

Ręka prawa	Stawy śródrečno-paliczkowe	$\geq 29,1^{\circ}\text{C}$
	Stawy międzypaliczkowe bliższe	$\geq 28,3^{\circ}\text{C}$
	Stawy międzypaliczkowe dalsze	$\geq 27,3^{\circ}\text{C}$
	Stawy nadgarstka	$\geq 29,9^{\circ}\text{C}$
Ręka lewa	Stawy śródrečno-paliczkowe	$\geq 29,2^{\circ}\text{C}$
	Stawy międzypaliczkowe bliższe	$\geq 28,1^{\circ}\text{C}$
	Stawy międzypaliczkowe dalsze	$\geq 26,8^{\circ}\text{C}$
	Stawy nadgarstka	$\geq 29,3^{\circ}\text{C}$
Stopa prawa	Stawy śródstopno-paliczkowe	$\geq 24,2^{\circ}\text{C}$
	Staw skokowo-goleniowy	$\geq 29,8^{\circ}\text{C}$
Stopa lewa	Stawy śródstopno-paliczkowe	$\geq 24,2^{\circ}\text{C}$
	Staw skokowo-goleniowy	$\geq 29,4^{\circ}\text{C}$

#### 4. DYSKUSJA

Porter i inni [10] przedstawili działanie systemu ekspertowego AI/RHEUM w diagnostyce 59 chorób tkanki łącznej u pacjentów z Japonii. Pacjenci byli włączeni do badania, jeśli spełniali następujące kryteria: wynik pozytywny testu pośredniej immunofluorescencji na obecność przeciwciał przeciwjądrowych, spełnienie klinicznych i laboratoryjnych kryteriów potwierdzających wystąpienie jednej z następujących chorób reumatycznych: toczenia rumieniowatego układowego, postępującej twardziny układowej, zapalenia wielomięśniowego, reumatoidalnego zapalenia stawów, mieszana choroba tkanki łącznej, bądź wystąpienie zespołu nakładania. Opracowane zostały kryteria diagnostyczne dla mieszanej choroby tkanki łącznej, na bazie których oparte było tworzenie reguł w systemie. Kryteria klasyfikacji określono dla wczesnych, średnio zaawansowanych stadiów choroby oraz dla przypadków pełnoobjawowych. Tabele kryteriów tworzone były pod względem głównych i drugorzędnych elementów, elementów wymaganych oraz elementów wykluczających. Wnioskowanie systemu było wbudowane w serię ponad tysiąca reguł "IF...THEN". W niniejszym badaniu również zastosowano sposób reprezentacji w postaci reguł "IF...THEN". Elementem decyzyjnym mogła być zarówno informacja z listy kontrolnej pacjenta: objawy, wyniki testów laboratoryjnych, obserwacje radiologiczne, wyniki biopsji tkanki, jak i hipoteza pośrednia. Kryteria główne były następujące: ciężkie zapalenie mięśni, udział tkanki płucnej, nadciśnienie płucne, zmiany proliferacyjnej naczyń krwionośnych w biopsji tkanki płucnej, choroba Raynaud bądź zaburzenia motoryki przełyku, obrzęknięcie dłoni lub sklerodaktylia (stwardnienie skóry zlokalizowanej dystalnie od stawów śródrečno-paliczkowych), najwyższe obserwowane przeciwciał przeciwjądrowych anti-ENA  $\geq 10\,000$ , przeciwciała przeciw rybonukleinie (anti-RNP) dodatnie, anti-Sm ujemne. Kryteria drugorzędowe przedstawiały się następująco: łysienie, leukopenia ( $<4000$  WBC/mm<sup>3</sup>), anemia, zapalenie opłucnej, zapalenie osierdzia, zapalenie stawów, neuralgia trójdzielna, trombocytopenia ( $<100,000$ /mm<sup>3</sup>), łagodne zapalenie mięśni, obrzęknięcie dłoni w historii medycznej. Jednak autorzy wyjaśniają, że zastosowane przez nich kryteria włączenia pacjentów do badania znacznie ograniczają ilość przypadków pacjentów z RZS, stąd było ich niewiele. W niniejszym badaniu kryteria klasyfikacji były znacznie bardziej zawężone, u wszystkich osób badanych lekarz reumatolog stwierdził wystąpienie RZS, pacjenci różnili się stopniem zaawansowania choroby.

Adlassnig i inni [11] zaprezentowali diagnostykę RZS z wykorzystaniem systemu CADIAG-2/RHEUMA, którego możliwości obejmują zakres 185 chorób reumatycznych. W CADIAG-2 proces diagnostyczny oparty jest zarówno na przechowanych profilach choroby jak i na regułach, w przypadku chorób reumatycznych są to kryteria American College of Rheumatology (ACR). W badaniu wyżej wspomnianych autorów zastosowano 3 serie kryteriów diagnostycznych i zastosowano je w grupie chorych na RZS oraz w grupie kontrolnej osób cierpiących na choroby reumatyczne inne niż RZS. Przeprowadzono dwie ankiety dotyczące historii medycznej pacjenta, badań fizykalnych, wyników radiograficznych dłoni i stóp oraz wyniki badań laboratoryjnych z uwzględnieniem obecności czynnika reumatoidalnego w surowicy. Pacjenci z RZS zostali dodatkowo podzieleni pod względem: stadium choroby na podstawie wyników badań radiograficznych, po raz pierwszy wprowadzone przez Steinbrocker, Traeger, & Batterman (1949); obecności czynnika reumatoidalnego (RF), co było determinowane przez test Waaler-Rose; chorób towarzyszących. Każda seria kryteriów diagnostycznych RZS oparta była na kryteriach ACR diagnostyki RZS. W CADIAG-2/RHEUMA serie kryteriów diagnostycznych wprowadzono w postaci reguł IF-THEN, co stanowi podejście zgodne z zaprezentowanym w niniejszym badaniu. Reguły stworzone przez autorów były następujące: reguła 1 oparta na poprawionych kryteriach ACR z roku 1958 (Ropes i inni., 1958), reguła 2 oparta na poprawionych kryteriach ACR z roku 1987 (Arnett i inni, 1988), reguła 3 podobnie jak reguła 1 oparta była na poprawionych kryteriach ACR z roku 1958, ale część kryteriów została zmieniona przez

lekarza reumatologa. Badanie miało na celu sprawdzenie, która seria kryteriów sprawdziła się najlepiej oraz określenie czy podział grupy pacjentów z RZS oraz grupy kontrolnej pod względem stopnia zaawansowania choroby, charakterystyki choroby oraz chorób towarzyszących zwiększyłoby dokładność systemu ekspertowego. W budowanym na podstawie danych przedstawionych w niniejszym artykule systemie ekspertowym stadium zaawansowania choroby określane jest na podstawie wskaźnika DAS 28. W przyszłości planowane jest uwzględnienie chorób towarzyszących pacjentów.

Liu i inni [12] zidentyfikowali 440 pacjentów z RF pozytywnym z dwóch placówek medycznych Kalifornii w roku 1998. Zastosowano czterostronicową ilustrowaną ankietę przedstawiającą stawy zaprojektowaną w celu udokumentowania czy pacjenci spełniają kryteria ACR diagnostyki Reumatoidalnego Zapalenia Stawów. Raport pacjenta uwzględniał obecność następujących objawów: sztywność poranna trwająca co najmniej jedną godzinę, obrzęk lub tkliwość trzech lub więcej grup stawów, symetryczny obrzęk lub tkliwość stawów, guzki na łokciach w celu klasyfikacji pacjentów zgodnie z prawdopodobieństwem wystąpienia RZS. W niniejszym artykule bazę danych zmiennych w porównaniu z przedstawionym badaniem poszerzono o DAS 28, elementy morfotyczne krwi: erytrocyty, trombocyty, leukocyty oraz wyniki badań termowizyjnych dłoni i stóp pacjentów z RZS. Na podstawie danych pacjentów autorzy stworzyli 8 różnych algorytmów komputerowych, które różniły się w zależności od tego czy wymagały bardziej surowej bądź łagodnej interpretacji kryteriów ACR diagnostyki RZS. Oparte one były na długości trwania wcześniej opisanych, raportowanych przez pacjenta symptomów. Celem autorów było zidentyfikowanie algorytmu, który wykazuje się najwyższą czułością oraz specyficznością w rozróżnianiu pacjentów chorych na RZS od osób zdrowych. Autorzy zastosowali odmienne podejście niż przedstawiam to w niniejszym artykule, gdyż do reprezentacji wiedzy zaproponowali oni algorytm.

## 5. WNIOSKI

Przedstawione reguły stanowią wyniki wstępnych analiz przeprowadzonych na podstawie zgromadzonych danych demograficznych, klinicznych i termowizyjnych. Jak dotąd znaczna ilość autorów jako bazę wiedzy wykorzystywała badania kliniczne i różne badania obrazowe, zaś proponowana w tym artykule implementacja reguł temperaturowych na podstawie termogramów dłoni i stóp pacjentów stanowi podejście nowe. Porównując metody reprezentacji wiedzy stosowane przez innych badaczy zajmujących się tworzeniem systemów ekspertowych w reumatologii obserwuje się szerokie zainteresowanie regułami typu „IF...THEN”, których wykorzystanie zostało zaprezentowane również w tym badaniu.

## LITERATURA

- [1] Wieleba R.: Inżynieria wiedzy w systemach ekspertowych. Zeszyty Naukowe, vol. 5(5), 2011, s. 195-216.
- [2] Pandey B., Mishra R. B.: Knowledge and intelligent computing system in medicine Computers in Biology and Medicine, vol. 39(3), 2009, p. 215-230.
- [3] Xu L.D.: Case-based reasoning. IEE Potentials, vol. 13(5), Dec 1994/Jan 1995, p. 10-13.
- [4] Bartkiewicz W.: Systemy informatyczne zarządzania, Wykład 9. Systemy Sztucznej Inteligencji.
- [5] Sadatsafavi M., Moayyeri A., Bahrami H., Soltani A.: The value of Bayes theorem in the interpretation of subjective diagnostic findings: what can we learn from agreement studies? Medical Decision Making, vol. 27(6), 2007, p. 735-743.

- [6] Białko M.: Podstawowe właściwości sieci neuronowych i hybrydowych systemów ekspertowych. Wydawnictwo Uczelniane Politechniki Koszalińskiej, Koszalin 2000, s. 228–236.
- [7] Chromiec J., Strzmiczna E., Radomiński: Systemy informatyczne w dynamicznej analizie decyzyjnej. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa–Wrocław 2001, s. 168.
- [8] Wasilewska A.: Czynniki wpływające na pomiar termowizyjny w reumatoidalnym zapaleniu stawów. Aktualne Problemy Biomechaniki, zeszyt nr 10, 2016, s. 81-84.
- [9] Pauk J., Wasilewska A., Chwiećko J., Domysławska I., Sierakowski S., Idźkowski A., Daunoravičienė K., Griškevičius J.: Relation between treatment duration and temperature factors in rheumatoid arthritis. 11th International Conference Biomdlore 2016; October 20–22, 2016, Druskininkai, Lithuania.
- [10] Porter J.F., Kingsland L.C., Lindberg D.A.B., Shah I., Bengt J.M., Hazelwood S.E., Kay D.R., Homma M., Akizuki M., Takano M, and Sharp G.C.: The ai/rheum knowledge-based computer consultant system in rheumatology: Performance in the Diagnosis of 59 Connective Tissue Disease Patients from Japan. Arthritis and Rheumatism, vol. 31, No. 2 (February 1988, p. 219-226.
- [11] Adlassnig K.P., Leitich H., Kolarz G.: On the Applicability of Diagnostic Criteria for the Diagnosis of Rheumatoid Arthritis in an Expert System. Expert Systems With Appltcattons, vol 6, 1993, p. 441-448.
- [12] Liu H., Harker J.O., Wong A.L.et al.: Case finding for population-based studies of rheumatoid arthritis: comparison of patient self-reported ACR criteria-based algorithms to physician-implicit reviewfor diagnosis of rheumatoid arthritis. Seminars in Arthritis and Rheumatism, Vol. 33(5), 2004, p. 302– 310.

## **CLINICAL AND THERMOVISUAL DATA USE FOR DIAGNOSTIC RULES DEVELOPMENT IN RHEUMATOID ARTHRITIS**

**Abstract:** Great amount of knowledge domains, especially in medical branch, requires applying professional decision support. The aim of the current study is the analysis of rules obtained on the basis of demographic, clinical and thermovisual examinations of RA patients and its comparison with currently available expert systems which are designed for RA diagnosis.