

17/2019



Politechnika Śląska
KATEDRA BIOMECHATRONIKI

AKTUALNE PROBLEMY
BIOMECHANIKI

AKTUALNE PROBLEMY BIOMECHANIKI

ISSN 1898-763X

Zabrze 2019

17
2019

**POLITECHNIKA ŚLĄSKA
WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ
KATEDRA BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYTY NAUKOWE
KATEDRY BIOMECHATRONIKI**

ZESZYT nr 17
(czerwiec 2019)

**AKTUALNE PROBLEMY
BIOMECHANIKI**

ZABRZE 2019

RADA PROGRAMOWA

Romuald Będziński
Lechosław B. Dworak
Marek Gzik – przewodniczący
Marek Mandra
Jan Marciniak
Stanisław Mazurkiewicz
Eugeniusz Świtoński
Andrzej Wit

REDAKCJA

Redaktor naczelny: **Robert Michnik**
Zastępca redaktora naczelnego: **Alicja Balin**
Redaktorzy tematyczni: **Katarzyna Nowakowska, Marta Sobkowiak-Pilorz**
Redaktor techniczny: **Marta Sobkowiak-Pilorz**

ZESPÓŁ REDAKCYJNY

Bogdan Bacik, Tomasz Bielecki, Dawid Larysz, Grzegorz Milewski,
Andrzej Myśliwiec, Zbigniew Paszenda

ISSN 1898-763X

Artykuły zostały opracowane z tekstów nadesłanych przez Autorów.
Wydano za zgodą Dziekana Wydziału Inżynierii Biomedycznej.

Wszystkie artykuły umieszczone w niniejszym czasopiśmie są recenzowane.

ADRES REDAKCJI

Katedra Biomechatroniki Politechniki Śląskiej
ul. Roosevelta 40
41-800 Zabrze

Tel: (+48 32) 277 74 70
Adres e-mail: [**apb@biomechanik.pl**](mailto:apb@biomechanik.pl)
www.biomechanik.pl/apb

SPIS TREŚCI

1. Błażkiewicz M., Kędziorek J., Bańkowska S., Wit A.: Ocena stabilności posturalnej podczas strzelania z łuku5
2. Buwała J., Małachowski J., Pietroń K., Sybilski K., Szafrńska A.: Rejestracja ruchu żuchwy względem podstawy czaszki11
3. Chrobak A., Cieślik M., Jaśko K., Kuras I., Łagan S.: Oznaczenie stanów energetycznych powierzchni zgłębnika żołądkowego po wybranych procesach starzenia materiału.....19
4. Dymek M., Ziółkowski G., Ptak M.: Approach to numerical simulation of an american football helmet27
5. Lann vel Lace K., Błażkiewicz M.: Wpływ buta typu walker z zegarem na zmianę parametrów kinematycznych w stawach kończyn dolnych w chodzie35
6. Łatacz M., Iwaśko A., Nowakowska K., Jochymczyk-Woźniak K., Wolański W.: Ocena biomechaniczna z wykorzystaniem sprzętu ortopedycznego43
7. Maksymczak N., Dudek A., Noszczyk-Nowak A., Mackiewicz A., Będziński R.: Badania biomechaniczne tchawicy w warunkach wielokierunkowego obciążenia51
8. Małecka E., Garbowska I., Dyba M. i in.: Zakresy ruchów kręgosłupa podczas terapii poznawczo – ruchowej w przestrzeni wirtualnej w rehabilitacji pacjentów z wybranymi uszkodzeniami ośrodkowego układu nerwowego – wyniki wstępne.....59
9. Matuszewska A., Liszkowski J., Walczak T., Buśkiewicz J.: Zastosowanie systemu analizy ruchu BTS do określenia chwili utraty stabilności69
10. Mazur M., Ciszkiwicz A.: Analiza przestrzeni roboczej układu więzadeł stawu skokowego górnego w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej - badania wstępne77
11. Mordal K., Szarek A.: Modelowanie stanu naprężeń i odkształceń w kompozycie UHMWPE – włókno węglowe.....85
12. Peliński J., Ptak M.: Approach to verification of a roll cage survival space with finite element analysis93
13. Redutko J., Szarek A., Wrona K.: Badanie jakości wydruku elementów wykonanych techniką DLP przy wykorzystaniu tomografii wiązki stożkowej oraz tomografii konwencjonalnej.....101
14. Surma K., Adach M., Dębowska M., Turlej P., Szymczyk P.: Projekt i analiza obliczeniowa implantu krążka międzykręgowego odcinka szyjnego kręgosłupa przeznaczonego do wytwarzania za pomocą technologii przyrostowych.....111
15. Wieczorek M., Makuch M.: Ocena skuteczności ćwiczeń kończyny górnej, wykonywanych w przestrzeni wirtualnej przy zastosowaniu biologicznego sprzężenia zwrotnego, u pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu – doniesienia wstępne.....123

Michalina BŁAŻKIEWICZ¹, Justyna KĘDZIOREK¹, Sylwia BAŃKOWSKA¹, Andrzej WIT¹

¹Katedra Nauk Przyrodniczych, Zakład Biomechaniki, Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Warszawa

OCENA STABILNOŚCI POSTURALNEJ PODCZAS STRZELANIA Z ŁUKU*

Streszczenie: Celem pracy była ocena stabilności posturalnej podczas strzelania z łuku. W badaniach wzięły udział dwie grupy: zawodowi łucznicy oraz amatorzy, tzn. osoby, które nigdy nie strzelały z łuku. Badania zostały przeprowadzone przy użyciu systemu Vicon i platform Kistler. Do obliczeń zostały eksportowane położenia środka masy ciała. Następnie została policzona długość drogi CoM w przestrzeni 3D oraz współczynniki entropii próbkowej. Wykazano, że długość drogi CoM w przestrzeni 3D jest istotnie ($p = 0.0001$) dłuższa u łuczników podobnie jak współczynnik entropii próbkowej wzdłuż osi pionowej ($p = 0.0117$).

Słowa kluczowe: stabilność posturalna, entropia, łucznictwo, biomechanika

1. WSTĘP

Łucznictwo jest opisane jako sport statyczny wymagający precyzyjnej kontroli ruchu, właściwej wytrzymałości i siły mięśni górnej części ciała oraz zdolność do utrzymania równowagi [1, 4]. Analiza posturalna może być przeprowadzona osobno w trzech fazach ruchu: (i) konfiguracji, (ii) celowania oraz (iii) zwolnienia. Najważniejszymi fazami decydującymi o sukcesie każdego strzału są: celowanie i uwalnianie [1]. Gdy łucznik celuje i ustala pozycję ramion, fluktuacje ciała muszą być minimalne w celu wyrównania pozycji strzały z celem, a rzut środka ciężkości ciała powinien padać na pole powierzchni podparcia [4]. Kiedy ruchy posturalne zostają zminimalizowane, łucznik może łatwo skupić się na samym celu [1]. Kontrola posturalna jest powiązana z poziomem umiejętności łuczników, a bardziej doświadczeni zawodnicy wykazują większą zdolność kontroli postawy tuż przed strzałem [5]. Ruchy środka ciężkości ciała, występujące we wszystkich kierunkach podczas celowania a szczególnie w momencie uwalniania strzały z łuku, mają niekorzystny wpływ na wynik strzelania [7]. Celem pracy była ocena stabilności posturalnej osób strzelających z łuku przy wykorzystaniu parametrów dynamiki nieliniowej oraz miar tradycyjnych.

2. MATERIAŁ I METODY

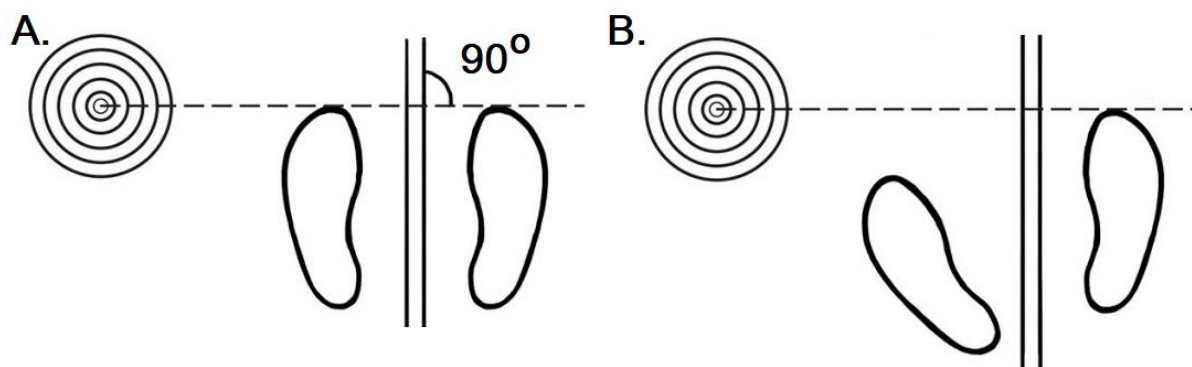
W badaniach wzięło udział 17 łuczników oraz 15 osób, które nigdy nie strzelały z łuku sportowego ani z żadnego innego rodzaju łuku. Grupa łuczników - to zawodnicy, którzy

należą lub należeli do kadry narodowej oraz odnosili krajowe i międzynarodowe sukcesy sportowe. Charakterystyka grup badanych znajduje się w Tabeli 1.

Tabela 1. Charakterystyka grup badanych i siły naciągu łuku

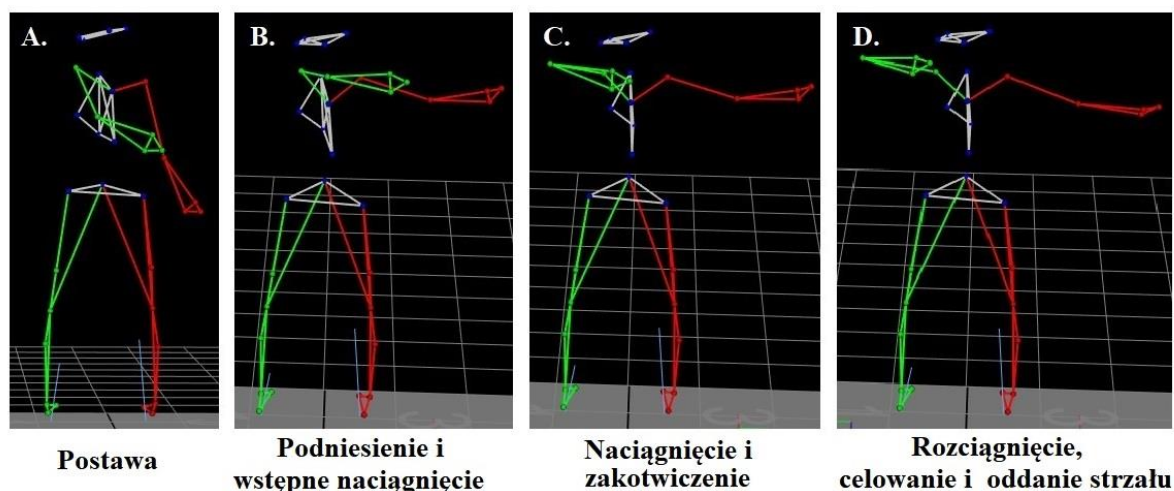
Grupa	Masa ciała [kg]	Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]	Staż treningowy [lata]	Siła naciągu łuku (min-max) [Lbs]
<i>Łucznicy</i> (<i>n</i> = 17)	73.07 ± 16.18	23.47 ± 9.25	176 ± 9.18	11.07 ± 7.92	36 - 40
<i>Amatorzy</i> (<i>n</i> = 15)	73.27 ± 16.72	27.8 ± 7.95	176 ± 13.45	0	30

Badania zostały przeprowadzone przy użyciu systemu Vicon (Vicon Motion Systems Ltd, UK), zsynchronizowanego z dwoma platformami firmy Kistler (Kistler Holding AG, CHE). Częstotliwość rejestracji systemu Vicon została ustalona na 100 Hz. Na ciele badanych umieszczono 34 markery zgodnie ze schematem Plug-In-Gait. W trakcie badania każdy z łuczników oddawał kilka strzałów do znajdującej się w odległości 5 metrów od platform tarczy. Łucznicy wykonywali celne strzały, natomiast osoby z grupy kontrolnej (amatorzy) tylko naciągali cięciwę, bez spuszczenia strzały z łuku. Każdy z profesjonalnych łuczników miał swój łuk o sile naciągu ustawionej między 36 a 40 Lbs. Natomiast dla amatorów siła naciągu łuku była równa 30 Lbs (Tabela 1). Amatorzy przed wykonaniem prób właściwych nie byli uczeni techniki, tylko obserwowali, jak wykonują zadanie profesjonalni łucznicy. Każdy z badanych amatorów przyjmował pozycję neutralną (Rys. 1A). Stopy w trakcie strzału były ustawione równoległe do siebie, rozstawione na szerokość ramion tak, że cały układ był prostopadły w stosunku do celu. Natomiast zawodowi łucznicy przyjmowali tzw. pozycję otwartą (Rys. 1B). Pozycje przyjmowane przez osoby badane nie były narzucane przez protokół badań, natomiast takie tendencje zostały zauważone w grupach. Do dalszej analizy zostały wybrane najlepsze próby, pozbawione błędów losowych.



Rys. 1. Postawy łucznicze podczas pomiarów: A. neutralna (grupa kontrolna), B. otwarta (grupa łuczników)

Na cele niniejszej pracy wykorzystano parametry położenia środka ciężkości ciała w trakcie całego ruchu dla płaszczyzny poprzecznej, strzałkowej i czołowej, oraz czas trwania całego ruchu. Cały ruch składał się z następujących sekwencji: postawa wyjściowa, podniesienie i wstępne naciągnięcie cięciwy, naciągnięcie i zakotwiczenie (oparcie ręki cięciwnej pod żuchwą), rozciągnięcie i oddanie strzału (Rys. 2).



Rys. 2. Kolejne sekwencje ruchu łuczników podczas pomiarów: A. Postawa wyjściowa, B. Podniesienie i wstępne naciągnięcie cięciwy, C. Naciągnięcie i zakotwiczenie, D. Rozciągnięcie, celowanie i oddanie strzału

Na podstawie wzoru (1) została policzona długość drogi CoM w każdej płaszczyźnie.

$$CoM = \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \quad (1)$$

Przy użyciu programu MatLab (MathWorks, USA) został policzony współczynnik entropii próbkowej – SampEn (m , r , N) (2), we wszystkich trzech kierunkach (x , y , z), gdzie: x – ruchy boczno - przyśrodkowe, y – ruchy przód - tył, z – ruchy góra - dół. Współczynnik ten stosuje się do oceny regularności sygnałów fizjologicznych przedstawionych w postaci szeregów czasowych. Entropia oblicza prawdopodobieństwo, że sekwencja m punktów, powtarzających się w granicach tolerancji r , również powtarza się dla $m + 1$ punktów. Mniejsze wartości entropii są związane z większą regularnością sygnału.

$$SampEn = -\ln \frac{A^m(r)}{B^m(r)} \quad (2)$$

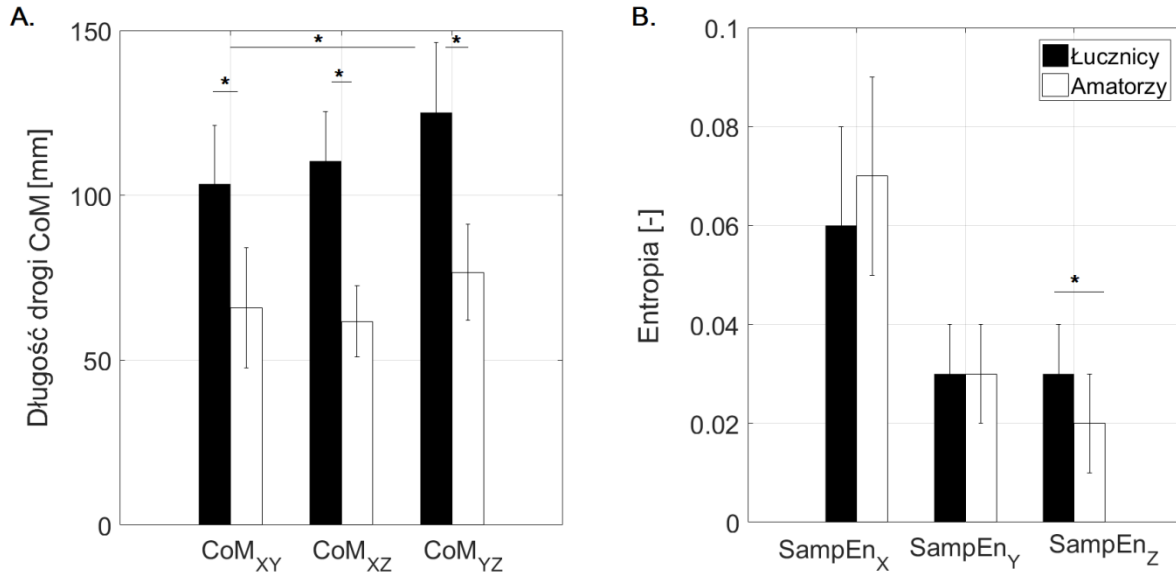
B^m - oznacza prawdopodobieństwo, że dwie sekwencje danych będą do siebie podobne dla m punktów; A^m - prawdopodobieństwo, że będą do siebie podobne również dla $m+1$ punktów. Wartość entropii stanowi prawdopodobieństwo, że dwie sekwencje danych o długości m różniących się wartościami o nie więcej niż r pozostaną do siebie podobne w kolejnych punktach pomiaru. SampEn jest w dużej mierze niezależna od długości danych [6].

Analiza statystyczna została wykonana w programie Statistica v.12 (StatSoft, USA), dla poziomu istotności $p \leq 0.05$. W celu sprawdzenia normalności rozkładów poszczególnych parametrów przeprowadzono test Shapiro-Wilka, natomiast dalszą analizę wykonano przy użyciu nieparametrycznego testu U-Mann Whitney'a. Dla porównań wewnątrz grupy łuczników użyto test t-Studenta.

3. WYNIKI

Po przeprowadzeniu testu normalności Shapiro-Wilka dla parametrów: czasu trwania ruchu, entropii i drogi CoM w każdej z płaszczyzn wykazano, że w grupie łuczników wszystkie zmienne mają rozkład normalny, natomiast w grupie kontrolnej zmienne mają rozkład różny od normalnego. Wykazano, że czas trwania ruchu (2.89 ± 0.58) sek w grupie kontrolnej był istotnie krótszy ($p = 0.0021$) w porównaniu do tego uzyskanego w grupie łuczników ($5.16 \pm$

1.68) sek. Taki wynik wpłynął na długość ścieżki CoM, która w grupie łuczników była istotnie dłuższa ($p = 0.0001$) w każdej z płaszczyzn (Rys. 3A). W grupie łuczników, istotnie ($p = 0.0256$) dłuższa ścieżka CoM była zanotowana w płaszczyźnie strzałkowej (125.1 ± 21.33 mm) w porównaniu do czołowej (110.30 ± 14.92 mm) oraz poprzecznej (103.44 ± 17.68 mm).



Rys. 3. Parametry w grupie łuczników i amatorów dla każdej z płaszczyzn (XY - płaszczyzna poprzeczna, XZ – płaszczyzna czołowa, YZ – płaszczyzna strzałkowa): A. długości środka parcia stóp na podłoże podczas strzelania z łuku oraz B. wartości współczynników entropii

Dodatkowo wykazano między grupowe różnice istotne statystycznie dla porównania współczynnika entropii liczonego wzdłuż osi pionowej (SampEn_Z) $p = 0.0117$ (Rys. 3B). Wewnątrz grupowe różnice istotne statystycznie ($p = 0.0111$) wykazano dla grupy łuczników w kombinacji współczynnika entropii liczonego wzdłuż osi boczno - przyśrodkowej (SampEn_X) oraz przednio - tylnej (SampEn_Y) a także (SampEn_X) vs. (SampEn_Z) ($p = 0.0084$).

4. DYSKUSJA

Łucznicтво, to sport wymagający dużej wytrzymałości mięśni kończyn górnych i tułowia a także bardzo dobrej koordynacji nerwowo - mięśniowej odpowiedzialnej za utrzymanie równowagi [1]. Zmysł wzroku oraz koordynacja ręka - oko odgrywają istotną rolę i decydują o wygranej. Dlatego też, celem niniejszej pracy była ocena stabilności posturalnej osób strzelających z łuku przy wykorzystaniu parametrów dynamiki nieliniowej oraz miar tradycyjnych.

W niniejszej pracy, nie zostały wyliczone tylko fluktuacje CoP, ale przeprowadzono dodatkowo analizę ruchu CoM w przestrzeni 3D, co pozwoliło na wyliczenie drogi CoM we wszystkich trzech płaszczyznach podczas stabilizacji postawy, celowania i uwalniania strzały. Wykazano, że grupa łuczników cechuje się istotnie dłuższą drogą CoM we wszystkich trzech płaszczyznach w porównaniu do grupy kontrolnej, co było związane z czasem trwania ruchu oraz jak się okazuje innym zadaniem ruchowym. Grupa kontrolna miała inne warunki ruchu, tzn. osoby z tej grupy nie koncentrowały się na jednym punkcie odniesienia. Amatorzy wykonywali tylko ruch naciągnięcia cięciwy oraz jej rozluźnienia, natomiast nie oddawali strzału. Zatem były to osoby, które nie musiały poświęcić czasu na stabilizację postawy i kończyn górnych w celu oddania strzału. Natomiast, grupa zawodników miała za zadanie strzelić w środek tarczy.

Wydaje się, że prosta analiza długości drogi CoM nie jest wystarczająca do oceny problemu kontroli postawy w łucznictwie. Przedstawione w literaturze [3] miary oceny złożoności systemu kontroli postawy, przy użyciu parametru środka parcia stóp na podłoże (CoP) pozwalają podzielić je na dwie kategorie: miary liniowe i miary nieliniowe. Wymiar fraktalny, entropia oraz współczynnik Lapunowa należą do grupy miar tzw. dynamiki nieliniowej oceniających poziom chaosu w danym zjawisku. Natomiast długość ścieżki CoP i średnia prędkość kołysania określają zakres i amplitudę ruchów CoP podczas określonego zadania i ich wariacji obecnej w zbiorze wartości i są to tzw. narzędzia liniowe. W biomechanice, współczynnik entropii próbkowej stosuje się do oceny regularności sygnałów fizjologicznych przedstawionych w postaci szeregów czasowych. Mniejsze wartości entropii są związane z większą regularnością sygnału.

Warto zwrócić uwagę na fakt, że przedstawiony parametr liniowy (droga CoM) jest silnie zależny od czasu. Natomiast zgodnie z pracą [6], współczynnik entropii próbkowej nie zależy od długości analizowanych danych, czyli od czasu. Wykazano, że współczynnik entropii dla ruchów przód – tył (płaszczyzna strzałkowa) wyniósł w obydwu grupach 0.03 i jest on o połowę niższy niż ten uzyskiwany dla ruchów bocznych. Istotnie wyższy wynik w grupie łuczników ($SampEnz = 0.03$), świadczy o nieregularności trajektorii oraz o większych pionowych fluktuacjach ruchu związanych z wysiłkiem celowania do tarczy. Możliwe, że takie ruchy są związane z łatwiejszą dla człowieka korekcją postawy w płaszczyźnie strzałkowej [2], albo z ruchami kończyny łucznej.

Podsumowując, stabilność podczas strzelania musi być utrzymana na najwyższym poziomie, aby uzyskać dobre wyniki trafień. Jednym z ważniejszych składników w utrzymywaniu stabilności strzelania jest eliminacja drgań ciała i koncentracja, która wydaje się być głównym czynnikiem wpływającym na wydajność strzelania. Dlatego też, wydaje się, że w porównaniu do tradycyjnej analizy COP, ocena stabilności posturalnej przy pomocy miar dynamiki nieliniowej daje dodatkowe informacje na temat stabilności posturalnej i czynników mających wpływ na celność strzelania.

LITERATURA

- [1] Balasubramaniam R., Riley M., Turvey M.: Specificity of postural sway to the demands of a precision task, *Gait and Posture*, vol. 11, 2000, p.1224.
- [2] Błażkiewicz M., Wiszomirska I., Kaczmarczyk K., Wit A.: Types of falls and strategies for maintaining stability on an unstable surface, *Medycyna Pracy*, vol. 69, no. 3, 2018, p. 1-8.
- [3] Donker S., Roerdink M., Greven A., Beek P.: Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control, *Exp Brain Res*, vol. 181, 2007, p.1–11.
- [4] Ertan H., Knicker A., Soylu R., Struder H.: Individual Variation of Bowstring Release in High Level Archery: A Comparative Case Study, *Human Movement*, vol. 12, no. 3, 2011, p.273-276.
- [5] Hrysomallis C.: Balance ability and athletic performance, *Sports Medicine*, vol. 41, no. 3, 2011, p.221-232.
- [6] Montesinos L., Castaldo R., Pecchia L.: On the use of approximate entropy and sample entropy with centre of pressure time-series, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 15, 2018, p.116.
- [7] Tinazci C.: Shooting dynamics in archery: A multidimensional analysis from drawing to releasing in male archers, *Procedia Engineering*, vol. 13, 2011, p.290-296.

EVALUATION OF POSTAL STABILITY DURING ARCHERY

Abstract: The aim of the work was to assess postural stability during archery. Two groups participated in the study: professional archers and amateurs, i.e. people who never shot a bow. The tests were carried out using the Vicon system and Kistler platforms. Body mass center positions were exported to calculations. Next, the CoM distance in 3D space and sample entropy coefficients were calculated. It was shown that the distance of the CoM path in 3D space is significantly ($p = 0.0001$) longer in archers, similarly as the sample entropy coefficient along the vertical axis ($p = 0.0117$).

* Praca realizowana w ramach projektu DS.-257 Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Rehabilitacji

**Jakub BUKAŁA¹, Jerzy MAŁACHOWSKI¹, Kamil PIETROŃ¹, Kamil SYBILSKI¹,
Aleksandra SZAFRAŃSKA¹**

¹Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej, Wojskowa Akademia Techniczna im. Jarosława Dąbrowskiego, Warszawa

REJESTRACJA RUCHU ŻUCHWY WZGLĘDEM PODSTAWY CZASZKI

Streszczenie: W pracy przedstawiono metodę badawczą pozwalającą na wyznaczenie krzywych opisujących ruch żuchwy względem podstawy czaszki człowieka bazującą na wideo-analizie. Do pomiaru wykorzystuje się markery pasywne odbijające promieniowanie podczerwone, które umieszczane są na nakładkach mocowanych do tkanek twardych osoby badanej.

Słowa kluczowe: żuchwa, analiza ruchu, druk 3D

1. WSTĘP

Charakter ruchu żuchwy względem podstawy czaszki wynika z bardzo wielu czynników, do których zaliczane są m.in.: przebyte zabiegi z zakresu chirurgii stomatologicznej, braki i wady w uzębieniu, czy schorzenia układu stomatognatycznego. Nowoczesne leczenie stomatologiczne ukierunkowane jest na kompleksowe przywrócenie zdrowia w układzie stomatognatycznym, począwszy od korekcji uzębienia, uzupełnienia uzębienia aż po przywrócenie prawidłowej pracy stawu skroniowo-żuchwowego (SSŻ).

W diagnostyce oraz planowaniu zabiegów w obszarze układu stomatognatycznego stosuje się systemy pomiarowe pozwalające na wychwycenie dysfunkcji stawu SSŻ. Umożliwiają one sprawdzenie czy u pacjenta możliwe jest rozpoczęcie leczenia protetycznego lub ortodontycznego, czy też nie jest to możliwe ze względu na występujące problemy stawowe lub mięśniowe. Najczęściej wykorzystywane jest w tym celu urządzenie CADIAX [1,2] lub systemy wideo wykorzystujące śledzenie różnego rodzaju markery (pasywne i aktywne) [3–5].

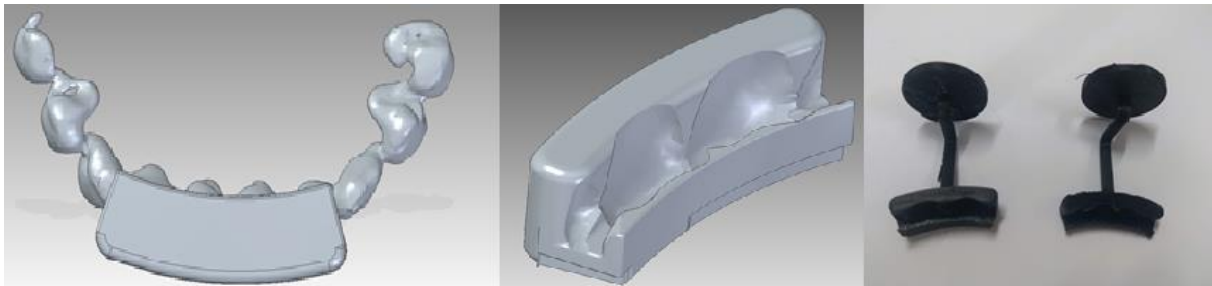
Pomiar ruchu żuchwy z wykorzystaniem markerów jest bardzo szybki i właściwie bezinwazyjny. Niestety wiąże się z występowaniem pewnych ograniczeń. Jedno z nich jest związane z umieszczaniem markerów bezpośrednio na skórze. Zaletą takiego podejścia jest duża widoczność markerów oraz możliwość manualnego wykrycia punktu, w którym marker powinien być umieszczony. Wadą jest występowanie dużego błęd pomiarowego w trakcie pomiaru dużych przemieszczeń, gdyż skóra przemieszcza względem kości. Pewnym wyjściem z sytuacji jest stosowanie personalizowanych nakładek na zęby, do których mocowane są markery [4–6]. Nie ma wtedy wpływu przemieszczania skóry względem kości, ale pojawia się konieczność przygotowania odpowiednich nakładek. Niedogodnością jest również brak możliwości całkowitego zamknięcia ust.

W dalszej części pracy zostanie przedstawiona metodyka prowadzenia pomiarów z wykorzystaniem specjalistycznych nakładek.

2. PRZYGOTOWANIE ELEMENTÓW UKŁADU POMIAROWEGO

Zasadniczym elementem opisywanej metodyki są nakładki na zęby. Pierwszym etapem przygotowania elementów układu pomiarowego jest wykonanie tomografii komputerowej. Jest to obecnie dość powszechnie stosowana metoda obrazowania układu stomatognatycznego pacjentów, której finalnym efektem jest przestrzenny obszar w formacie stl (siatka trójkątów). Powierzchnia utworzona przez siatkę trójkątów może być dowolnie modyfikowana z wykorzystaniem systemów CAD lub specjalistycznych aplikacji do modyfikacji siatek. W trakcie realizacji prac zamodelowano dwa wycinki pierścienia otaczającego niezależnie zęby górne i dolne. Następnie zastosowano operację Boolowską polegającą na odjęciu od objętości pierścieni dolnego i górnego łuku zębowego. Dzięki temu uzyskano nakładkę idealnie dopasowaną do zębów pacjenta.

Kolejnym krokiem było zamodelowanie łączników pozwalających na zamocowanie markerów na zewnątrz jamy ustnej (Rys. 1). Pomimo tworzenia spersonalizowanych nakładek oraz posiadania tomografii komputerowej pacjenta niemożliwe było jednoznaczne określenie geometrii łączników. Dlatego też postanowiono podzielić każdą z nakładek pomiarowych na trzy niezależne komponenty – nakładka na zęby, łącznik oraz tarcza do mocowania markerów. W ten sposób możliwe było przygotowanie zestawu różnych geometrii łączników i dopasowanie ich bezpośrednio przed samym pomiarem.



Rys. 1. Etapy projektowania nakładek na zęby

Ostatnim etapem przygotowania nakładek był wydruk opracowanych komponentów na drukarce 3D. W prezentowanej pracy wykorzystano druk FDM.

3. PRZEPROWADZENIE POMIARÓW

Do rejestracji ruchu żuchwy wykorzystano system Noraxon MyoVideo, który składa się z:

- **dwóch reflektorów LED-IR,**
- **dwóch kamer rejestrujących odbite od markerów pasywnych promieniowanie IR,**
- **zestawu do synchronizacji kamer,**
- **oprogramowania MyoVideo,**
- **markerów pasywnych wraz z mocowaniami.**

Przed rozpoczęciem pomiarów ustawiono statywy z kamerami i reflektorami w taki sposób, że jedna kamera ustawiona była bezpośrednio przed pacjentem, druga natomiast prostopadle do pierwszej. Dzięki temu kamera nr 1 rejestrowała ruchy pionowe oraz poprzeczne żuchwy, a kamera nr 2 ruchy pionowe oraz wzdłużne. Następnie umieszczono na

przygotowanych tarczach oraz nieruchomych częściach twarzy 6 markerów. Markery umieszczono w taki sposób, żeby możliwe było wyznaczenie nie tylko przemieszczeń wzdłużnych, poprzecznych oraz pionowych, ale także obrotu żuchwy względem podstawy czaszki.

Wykorzystywany system pomiarowy nie mierzy bezpośrednio rzeczywistej odległości, dlatego kolejną czynnością było wykonanie manualnego pomiaru dystansu pomiędzy wybranymi markerami, na podstawie którego na etapie obróbki wyników dokonano skalowania wyników.

4. WYNIKI POMIARÓW

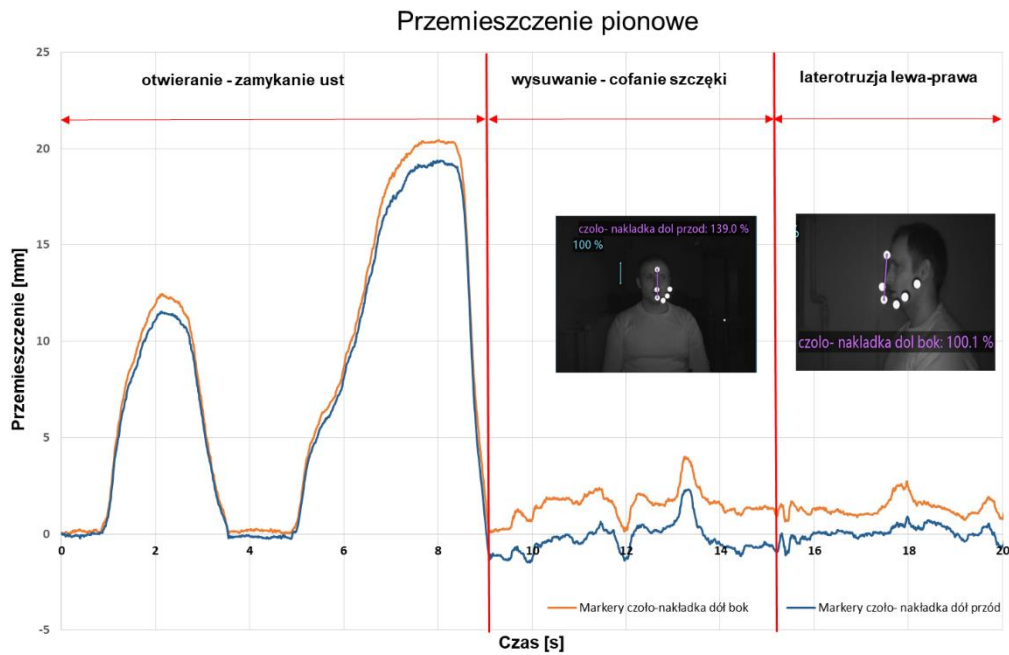
W trakcie pomiarów rejestrowano ruch żuchwy i podstawy czaszki dla:

- **otwierania i zamykania ust,**
- **wysuwania i cofania żuchwy (protruzja),**
- **ruchów bocznych (laterotruzji). Oprogramowanie MyoVideo umożliwia m.in. pomiar odległości, kątów i wyznaczenie trajektorii markerów w wybranych chwilach czasowych lub pomiar zmian mierzonych wartości w czasie trwania nagrania. Pomierzone wartości odnoszone są do długości charakterystycznej, na podstawie której pomiary są skalowane do rzeczywistych wartości. Na rys.2 przedstawiono ułożenie markerów oraz przykładowe pomiary odległości między nimi.**

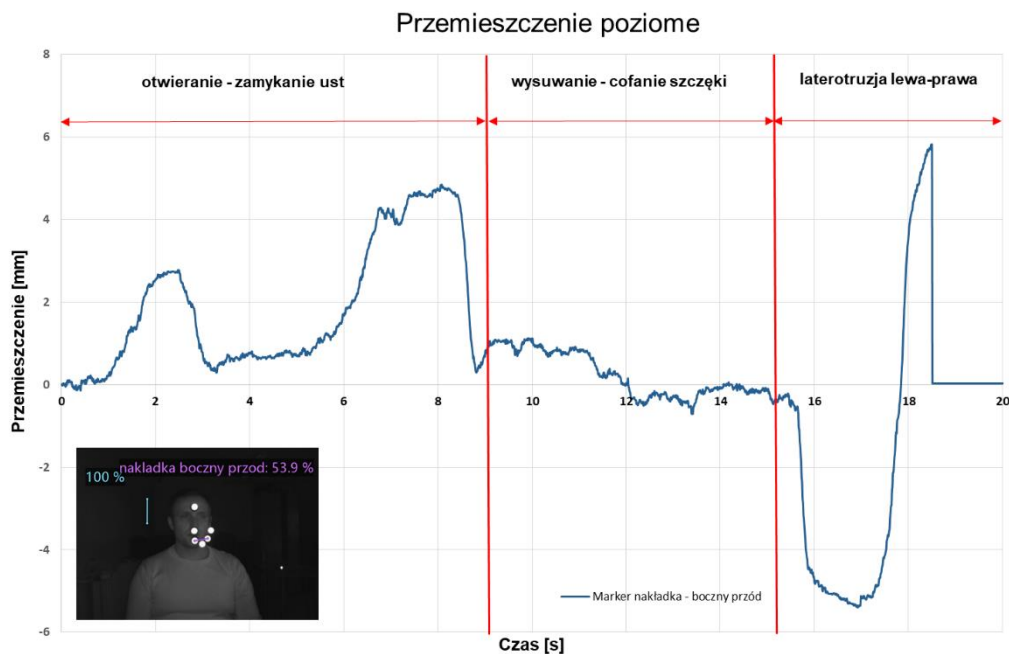


Rys. 2. Przykładowe pomiary odległości w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej w systemie MyoVideo

Jako wyniki badań uzyskano charakterystyki przedstawione na rysunkach od 3 do 6. Czas trwania sekwencji ruchów wyniósł 20 sekund. Na rys. 3 przedstawiono zmiany odległości między markerem przyklejonym do czoła a markerem przyklejonym do nakładki dolnej. Pomiary dokonano na filmach z dwóch kamer. Badana osoba dwukrotnie wykonała ruch żuchwą przy otwieraniu i zamykaniu ust. Zakres pierwszego ruchu wyniósł około 12 mm natomiast za drugim razem około 20 mm. Sekwencja ta trwała pierwsze 10 sekund. Od około 10 sekundy do 15 sekundy badany wykonał ruch potruzji, czyli maksymalnego wysunięcia żuchwy do przodu i do tyłu. Od 15 do 20 sekundy badany wykonał ruchy boczne, czyli maksymalne wysunięcie żuchwy na lewo i prawo. Pomiar przemieszczeń podczas wysuwania szczęki i laterotruzji nie był możliwy na podstawie wyżej wymienionych punktów pomiarowych, co widać od 10-tej sekundy na wykresie.

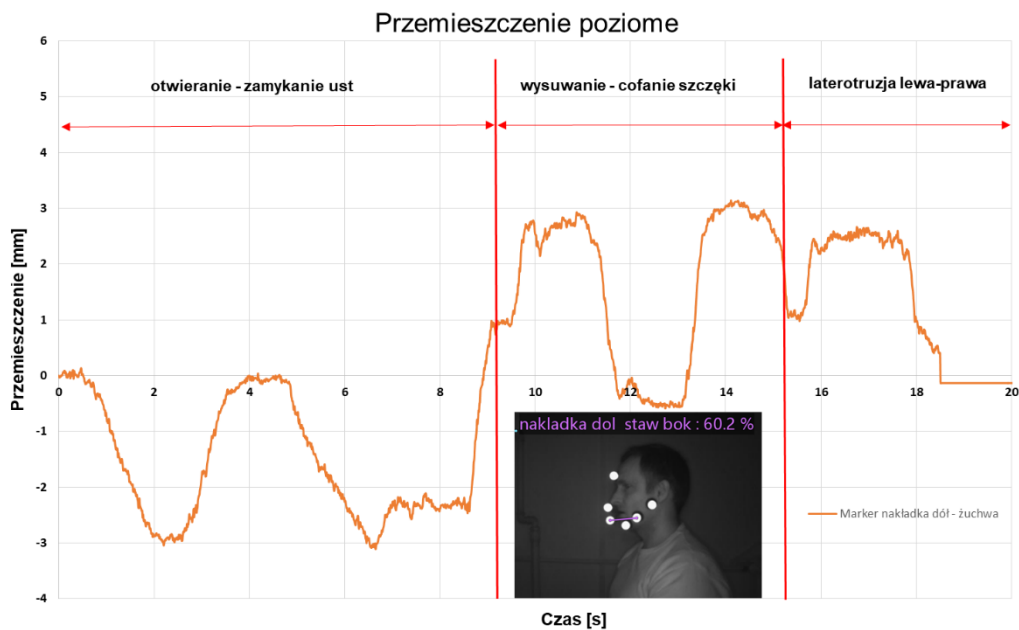


Rys. 3. Wykres zmian przemieszczeń pionowych zarejestrowanych podczas eksperymentu. Na kolejnym wykresie przedstawiono przebieg zmian odległości mierzonej pomiędzy markerem przyklejonym do nakładki dolnej a markerem umieszczonym w połowie długości żuchwy. Dzięki temu możliwe było zarejestrowanie laterotrużji lewej i prawej. Ruch jest symetryczny i jego zakres wynosi ± 6 mm natomiast przebieg wykresu od 19 sekundy wskazuje na błąd śledzenia markerów przez system.



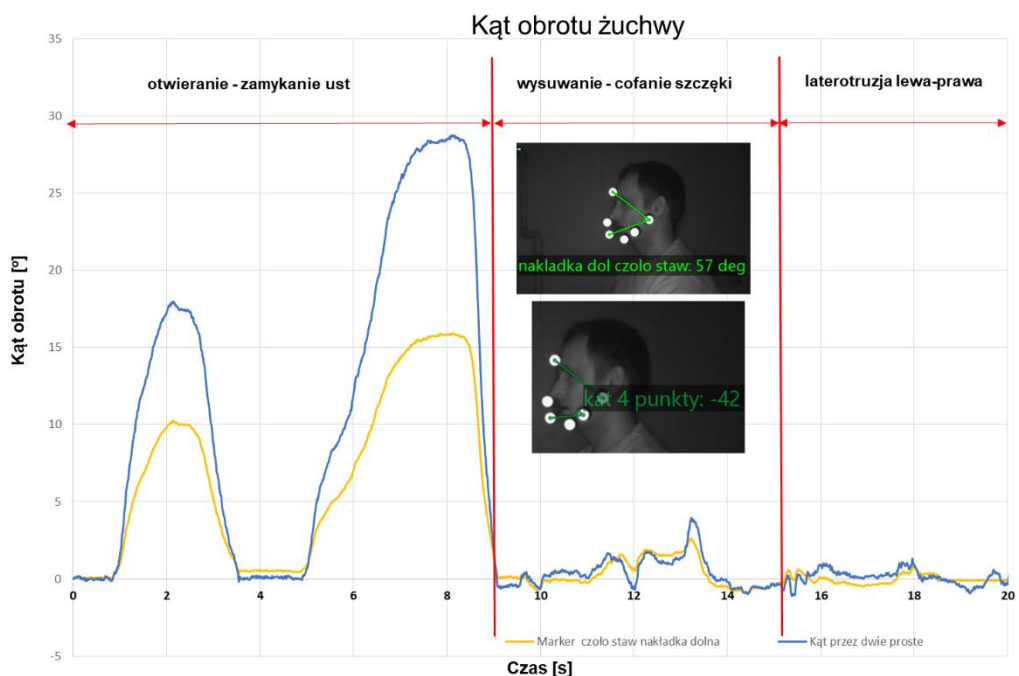
Rys. 4. Wykres przemieszczeń poziomych w widoku od przodu zarejestrowanych podczas eksperymentu.

Na rysunku 5 przedstawiono przebieg zmian odległości pomiędzy markerem na nakładce dolnej a markerem w połowie żuchwy w widoku z boku. Taka konfiguracja pomiarowa umożliwiła uzyskanie przebiegu ruchu wysuwania i cofania szczęki. Badany wykonał powtarzalną sekwencję dwukrotnie. Zakres tego ruchu wyniósł 3 mm wysunięcia do przodu i około 1 mm cofania do tyłu.



Rys. 5. Wykres przemieszczeń poziomych w widoku od boku zarejestrowanych podczas eksperymentu.

Ostatni rysunek przedstawia wykres zmian kąta obrotu żuchwy mierzonego między markerami na czole, krążku stawowym oraz nakładce dolnej. Ponadto dokonano pomiaru kąta pomiędzy dwoma prostymi wyznaczonymi przez 4 punkty: jedna prosta poprowadzona przez markery na nakładce dolnej i na punkcie w połowie żuchwy oraz druga prosta poprowadzona przez marker na czole oraz krążku stawowym. Przebiegi krzywych są podobne jednakże przy pomiarze czteropunktowym uzyskano prawie 2 razy większy zakres ruchu wynoszący około 30 stopni.



Rys. 6. Wykres zmian kąta obrotu żuchwy zarejestrowanych podczas eksperymentu.

4. WNIOSKI

Obecnie stosowanych jest wiele metod pomiaru ruchu kości żuchwy względem kości podstawy czaszki. W pracy przedstawiono wybraną metodę bazującą na systemie optycznym śledzącym ruch markerów (ze względu na dostępność wyłącznie tej metody). Sama metoda optyczna jest bardzo szybka i bezinwazyjna. Niestety wymaga zamocowania markerów, które umieszczone bezpośrednio na skórze powodują występowanie dużych błędów pomiarowych. Dlatego też zdecydowano się na wykorzystanie dodatkowych wysięgników. Ze względu na brak kleju, który zagwarantowałby trwałe zespojenie zębów i materiału wysięgników zdecydowano się na wykorzystanie spersonalizowanych nakładek. Pociągnęło to za sobą konieczność uzyskania geometrii zębów. Finalnie wydrukowano nakładki, dzięki którym wykonano serię pomiarów.

Metoda badawcza pozwoliła na wyznaczenie krzywych opisujących ruch żuchwy w dwóch płaszczyznach. Dzięki szybkości samej metody możliwe jest uzyskanie danych dla dużej grupy badawczej. Wadą metody jest konieczność pozyskania geometrii zębów badanego w celu wykonania spersonalizowanych nakładek do mocowania markerów oraz konieczność drukowania nakładek, co nie przekłada się na sam czas pracy z osobą badaną, ale na ogólny czas od rozpoczęcia badań do uzyskania finalnych wyników.

LITERATURA

- [1] Ahangari A.H., Torabi K., Pour S.R., Ghodsi S.: Evaluation of the cadiax compact® ii accuracy in recording preadjusted condylar inclinations on fully adjustable articulator. *J Contemp Dent Pract* 2012;13:504–8. doi:10.5005/jp-journals-10024-1176.
- [2] Krzemien J., Dyduch A., Baron S.: Badanie drogi stawowej u osób z bólową postacią dysfunkcji stawów skroniowo-żuchwowych. *Dwumiesięcznik Stomatol Prakt Polish&English J Dent* 2011;6:8–16.
- [3] Kijak E.: Displacement crackles within the temporomandibular joint and the quality of abduction and adduction mandible track in functional tests, using Zebris JMA device. Part II. *Protet Stomatol* 2017;67:38–44. doi:10.5604/00331783.1233260.
- [4] Pinheiro A.P., Andrade A.O., Pereira A.A., Bellomo D.: A computational method for recording and analysis of mandibular movements. *J Appl Oral Sci* 2008;16:321–7. doi:10.1590/S1678-77572008000500004.
- [5] da Cunha D.V., Degan V.V., Vedovello Filho M., Bellomo D.P., Silva M.R., Furtado D.A., et al.: Real-time three-dimensional jaw tracking in temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil* 2017;44:580–8. doi:10.1111/joor.12521.
- [6] Andrade A. de O., Silva M.R. da, Pereira A.A., Furtado D.A., Junior D.P.B.: A specialized motion capture system for real-time analysis of mandibular movements using infrared cameras. *Biomed Eng Online* 2013;12:17. doi:10.1186/1475-925x-12-17.

PODZIĘKOWANIE: Praca powstała w ramach projektu “3D-JAW” (*Opracowanie trójwymiarowego modelu stawu skroniowo-żuchwowego w celu odwzorowania działania aparatu kostno-chrzęstno-więzadłowego dla efektywnej komercjalizacji wyników w protetyce, ortodoncji i chirurgii ortognatycznej*; POIR.04.01.02-00-0029/17).

REGISTRATION OF THE MOVEMENT OF THE MANDIBLE RELATIVE TO THE BASE OF THE SKULL

Abstract: The study presents a research method for determining movement curves of the human mandible in relation to the base of the skull. The method is based on video analysis of passive markers reflecting IR radiation. Markers are placed on the personalized overlays fastened to the hard tissues of the examined person.

Aleksandra CHROBAK¹, Magdalena CIEŚLIK¹, Klaudia JAŚKO¹, Ilona KURAS¹, Sylwia ŁAGAN²

¹Studenckie Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej CANCRICAT przy Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

²Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska, Kraków

OZNACZENIE STANÓW ENERGETYCZNYCH POWIERZCHNI ZGŁĘBNIKA ŻOŁĄDKOWEGO PO WYBRANYCH PROCESACH STARZENIA MATERIAŁU

Streszczenie: Celem pracy była ocena wpływu procesu starzenia zgłębnika żołądkowego na właściwości powierzchni określona w oparciu o pomiary kątów zwilżania. Oznaczono poziom chłonności materiału pod wpływem działania środowiska wodnego (woda: 23°C/24h oraz 100°/h, 0,9% roztwór NaCl: 37°C/48h, roztwór Nestle Health Science Isosource Energy: 37°C/48h). Zidentyfikowano swobodną energię powierzchniową oraz jej składowe wykorzystując dwa modele analityczne (Owensa-Wendta oraz van Ossa-Chauhury-Gooda). W rezultacie przyspieszonego starzenia ujawniono zmiany właściwości powierzchni zgłębnika.

Słowa kluczowe: starzenie materiału, sonda żołądkowa, hydrofilowość, hydrofobowość

1. WPROWADZENIE

Zgłębnik żołądkowy, nazywany inaczej sondą do żołądka, to wykonany z silikonu, zmiękczonego polichloru winylu lub polipropylenu zgodnie z odpowiednimi normami, giętki przewód wprowadzony do jamy żołądka lub jelita cienkiego. Wszystkie zgłębniki żołądkowe z zatyczką lub bez są pakowane pojedynczo. Zgłębniki są wyrobami sterylnym, jednorazowego przeznaczenia. Cewnik do karmienia może być wprowadzony do organizmu przez nos lub w przypadku tzw. PEG-ów (*percutaneous endoscopic gastrostomy* – przezskórna endoskopowa gastrostomia) poprzez powłoki skórne. Karmienie przez sondy żołądkowe prowadzone bywa w szpitalach, w zakładach opiekuńczo-leczniczych oraz w ramach opieki domowej [2,3].

Sondy żołądkowe mają zastosowanie w sytuacji, kiedy na skutek zaburzeń przełykania nie istnieje możliwość przyjęcia pokarmów, płynów oraz leków drogą doustną przez pacjenta, czyli gdy występują np. takie objawy jak dławienie, ryzyko zachłyśnięcia, w zaawansowanych procesach chorobowych w przebiegu których dojść może do poważnych zaburzeń połykania. W przebiegu wielu chorób psychicznych z objawami jadłowstrętu (karmienie przymusowe) oraz w zaburzeniach wynikających z zastosowania chemio- i radioterapii. Zgłębnik do żołądka zakładany jest w celu utrzymania czynności przewodu

pokarmowego. Pokarm podawany jest wówczas poprzez strzykawkę do karmienia (strzykawkę cewnikową) i otworami rozmieszczonymi w części żołądkowej sondy, dociera bezpośrednio do żołądka. Sonda może zostać założona jednorazowo, do podania posiłku lub pozostawiona na okres od 24 do 48h. Z uwagi na wzrost wykorzystania zgłębników żołądkowych zarówno w zastosowaniach klinicznych jak i domowych hospicjach zauważono potrzebę identyfikacji problemów i zagrożeń związanych użytkowaniem zgłębników. Literatura przedmiotu opisuje komplikacje związane z niewłaściwym zakładaniem [2] oraz metody kontroli położenia zgłębnika w ciele pacjenta. Jeśli sonda nie jest umiejscowiona w żołądku lub jest przemieszczona w przełyku lub przewodzie oskrzelowym, może spowodować poważne uszkodzenie, w tym zapalenie płuc, krwotok płucny, odmę opłucnową a nawet śmierć [4]. Niewiele jednak prac traktuje o zagrożeniach związanych z ryzykiem aktywacji bakterii poprzez adhezję do powierzchni sondy na skutek obecności materiału obcego w ciele pacjenta.

W oparciu o studia literaturowe nakreślono cel niniejszej pracy jakim jest opisanie stanów energetycznych powierzchni zgłębnika żołądkowego w kontakcie ze symulowanym środowiskiem organizmu oraz płynami i pokarmem transportowanymi przez sondę. Zmiany tej cechy powierzchni materiałów wykorzystywanych na wyroby medyczne przeznaczone do bezpośredniego kontaktu z tkankami organizmu mogą powodować aktywację bakterii i wywoływanie stanów zapalnych. Zjawisko to można ujawnić poprzez ocenę stabilności swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowych polarną i dyspersyjną [1,3].

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Przedmiotem badań był zgłębnik żołądkowy/dwunastniczy wykonany z PVC-P (plastyfikowany, miękki polichlorek winylu) - Changzhou Huankang Medical Device Co., LTD. Próbkę do badań wykonano z trzech gotowych wyrobów, dostarczonych w sterylnych opakowaniach. Z każdego egzemplarza wycięto po cztery próbki o wymiarach: średnica zewnętrzna $d=6.0$ mm (CH 18), grubość ścianki $g=0,7$ mm (uzyskano $n=12$ próbek o długości $l=54,6\pm 3,6$ mm). Próbkę podzielono na cztery grupy, dla których w oparciu o wywiad z pracownikami placówki NSZOZ Panaceum zdefiniowano warunki starzenia (G1-G4):

- **G1 – moczone w 0,9% roztworze NaCl w temperaturze 37°C przez okres 48h;**
- **G2 – moczone w roztworze Nestle Health Science Isosource Energy (Nestle Polska S.A.) w temperaturze 37°C przez okres 48h;**
- **G3 – starzenie przyspieszone w temperaturze 100°C przez okres 0,5h;**
- **G4 – starzenie standardowe w temperaturze pokojowej 23°C przez okres 24h.**

Metodyka badań polegała na obserwacji mikroskopowej zmian powierzchni, oznaczeniu chłonności (w oparciu o zmianę masy) oraz określeniu kątów zwilżania i swobodnej energii powierzchniowej materiału przed i po realizacji czterech procedur starzenia.

W obserwacji mikroskopowej wykorzystano mikroskop SteREO Discovery.V8 z obiektywem PlanAPO S 1,5x. Zmiany masy rejestrowano z wykorzystaniem wagi analitycznej RADWAG AS 160/C/2 z dokładnością 0,001 [g]. Pomiar kątów zwilżania oraz wyznaczenie swobodnej energii powierzchniowej przeprowadzono za pomocą goniometru Advex Instruments oraz oprogramowania SeeSystem 6.3.

Do oznaczania zwilżalności powierzchni wykorzystano trzy cieczy pomiarowe: wodę destylowaną (firmy Poch S.A.) dijdometan (Merck Sp. z o.o.) oraz glicerynę bezwodną (Chempur®). Zastosowano metodę siedzącej kropli, w tym celu na powierzchni materiału osadzano po 10 kropeł każdej cieczy pomiarowej, w każdej wydzielonej grupie. Objętość kropli ustalono na 0,5 μ l, krople osadzano za pomocą mikropipety manualnej Vitrum.

Wszystkie krople rejestrowano za pomocą kamery goniometru zintegrowanej z komputerem. Korzystając z oprogramowania obliczono średni kąt zwilżania dla każdej z cieczy i grupy. Następnie wykorzystano dwa modele analityczne (Owensa-Wendta: OW oraz van Ossa-Chauhury-Gooda: vOCG) zaimplementowane w oprogramowaniu do oznaczenia swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowych. Pozwalają one na ocenę stanu energetycznego powierzchni w oparciu o średnie kąty zwilżania wybranymi cieczami. Wyniki odniesiono do grupy kontrolnej G0 (tożsamej z próbkami poddanymi starzeniu).

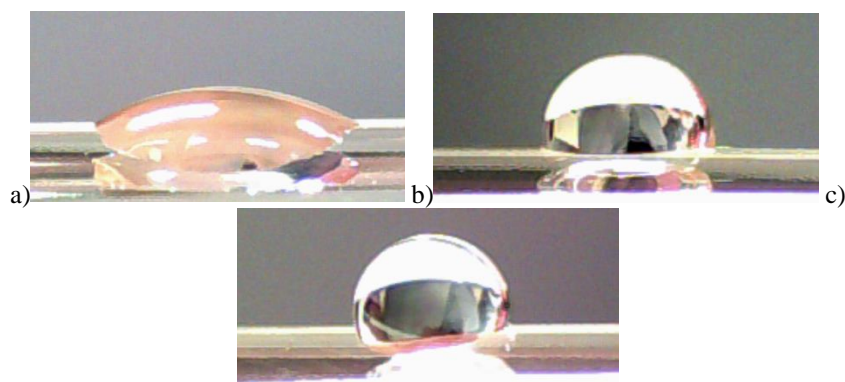
3. WYNIKI

Wszystkie wyniki z pomiarów zebrano i zestawiono w tabelach 1 i 2, wyliczono wartości średnie oraz odchylenie standardowe (*standard deviation* SD). W tabeli 1 przedstawiono masy poszczególnych próbek przed testami (m_1 [g]) oraz po testach (m_2 [g]), w oparciu o zmianę masy próbek wyznaczono ich chłonność (%). W żadnym z przypadków chłonność nie przekroczyła 0,5%.

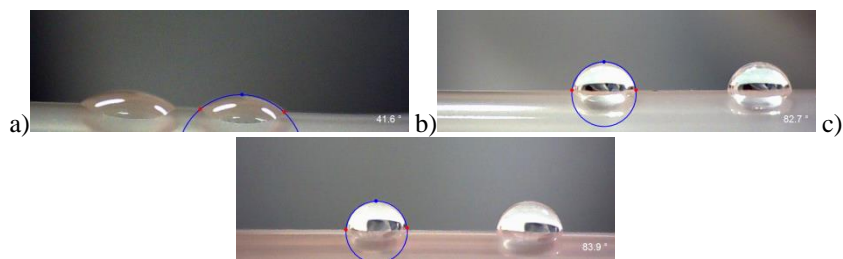
Tab. 1. Zbiorcze zestawienie zmiany masy

Nr próbki	G1		G2		G3		G4	
	m_1	m_2	m_1	m_2	m_1	m_2	m_1	m_2
	[g]							
1	0,887	0,889	0,817	0,819	0,894	0,904	0,862	0,864
2	0,802	0,804	0,859	0,862	0,865	0,878	0,805	0,806
3	0,815	0,817	0,873	0,876	0,860	0,871	0,880	0,881
Średnia (SD)	0,835 (0,037)	0,837 (0,037)	0,850 (0,024)	0,852 (0,024)	0,873 (0,015)	0,884 (0,014)	0,849 (0,0329)	0,850 (0,032)
Δm [%]	0,2		0,3		0,2		0,1	

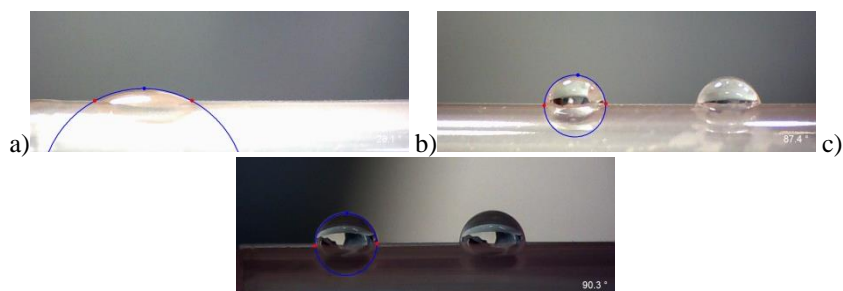
Obliczenia swobodnej energii powierzchniowej wykonano na podstawie wartości średnich kątów zwilżania kroplami cieczy referencyjnych. Przykładowe zdjęcia dla każdej cieczy i każdej grupy zaprezentowano na rys. 1 –rys. 5.



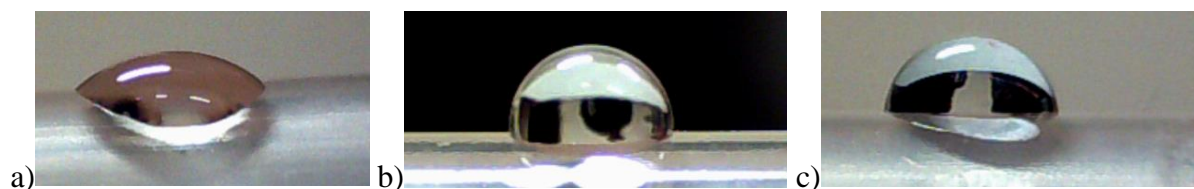
Rys. 1. Zdjęcia przykładowych kroplel cieczy wykorzystanych w badaniach na powierzchni próbek przed testami (G0): a) kropla diiodometanu, b) kropla gliceryny, c) kropla wody destylowanej



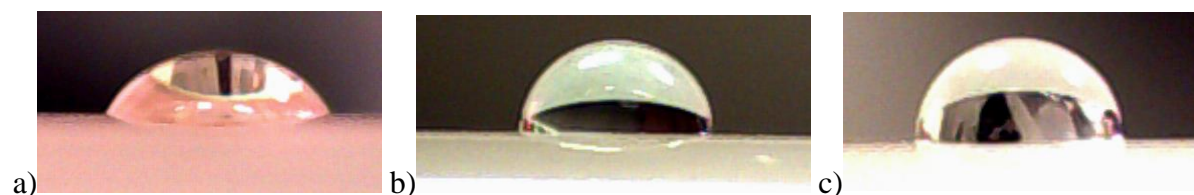
Rys. 2. Zdjęcia przykładowych kropeł cieczy wykorzystanych w badaniach na powierzchni próbek moczonych w soli fizjologicznej (G1): a) kropla diiodometanu, b) kropla gliceryny, c) kropla wody destylowanej



Rys. 3. Zdjęcia przykładowych kropeł cieczy wykorzystanych w badaniach na powierzchni próbek moczonych w roztworze Nestle (G2): a) kropla diiodometanu, b) kropla gliceryny, c) kropla wody destylowanej

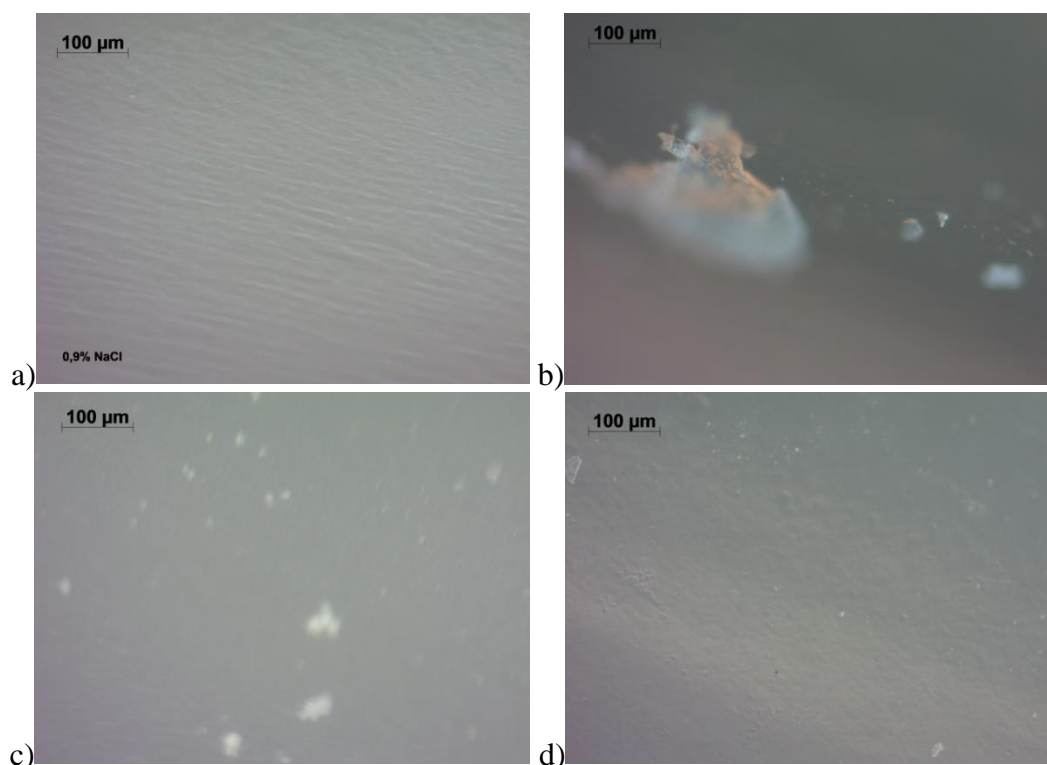


Rys. 4. Zdjęcia przykładowych kropeł cieczy wykorzystanych w badaniach na powierzchni próbek po starzeniu przyspieszonym (G3): a) kropla diiodometanu, b) kropla gliceryny, c) kropla wody destylowanej



Rys. 5. Zdjęcia przykładowych kropeł cieczy wykorzystanych w badaniach na powierzchni próbek po starzeniu standardowym (G4): a) kropla diiodometanu, b) kropla gliceryny, c) kropla wody destylowanej

Zdjęcia powierzchni wybranych grup przedstawiono na rys. 6. Pomimo iż po wyjęciu z płynów inkubacyjnych wszystkie próbki zostały opłukane i osuszone, na powierzchniach próbek ujawniono osad płynu odżywczego Nestle oraz cząstki zawarte w wodzie (do przechowywania wykorzystano wodę wodociągową niefiltrowaną i niegotowaną).



Rys. 6. Porównanie zdjęć powierzchni zglębniaka żołądkowego: a) po moczeniu w soli fizjologicznej (G1), b) po moczeniu w roztworze Nestle (G2), c) po starzeniu przyspieszonym (G3), d) po starzeniu standardowym (G4)

Tabela 2 zawiera zestawienie wyników kątów zwilżania diiodometanem (D), wodą destylowaną (W) oraz gliceryną (G) jak również wartości swobodnej energii powierzchniowej (γ_s) i jej składowej polarnej (γ_s^p) dyspersyjnej (γ_s^d).

Tabela 2. Zbiorcze zestawienie kątów zwilżania i swobodnej energii powierzchniowej

D	G	W	OW			vOCG				
			γ_s	γ_s^p	γ_s^d	γ_s	γ_s^p	γ_s^d	γ_s^+	γ_s^-
[°]			[mJ/m ²]							
G1										
37.05 ± 3.26	88.55 ± 4.44	88.50 ± 2.23	42.14	41.06	1.08	48.55	41.06	7.49	1.78	7.87
G2										
31.23 ± 9.27	87.06 ± 6.72	88.57 ± 3.46	44.52	43.70	0.81	50.62	43.70	6.92	1.76	6.78
G3										
57.20 ± 4.81	87.63 ± 5.20	91.27 ± 5.09	32.13	30.19	1.94	32.46	30.19	2.27	0.22	5.93
G4										
35.56 ± 8.72	82.35 ± 5.93	85.41 ± 8.17	43.41	41.77	1.6	46.60	41.77	4.83	0.80	7.31
G0										
39.68 ± 8.65	98.50 ± 2.69	101.98 ± 2.19	39.78	39.77	0.01	44.86	39.77	5.09	2.74	2.36

4. DYSKUSJA

Uzyskane dla grup G1-G4 wartości γ_s^p na poziomie 30-44 mJ/m² potwierdzają polarność zglębnika żołądkowego wykonanego z PCV-P, najniższą wartość uzyskano dla grupy G3 (starzenie przyspieszone) a najwyższą dla grupy G2 (roztwór Nestle). Uzyskany kąt zwilżania na poziomie 88° potwierdza hydrofobowy charakter powierzchni. Asadinezhad et al. [1] oznaczali właściwości fizykochemiczne medycznego PCV przed i po modyfikacjach polegających na pokrycie polisacharydami i chitozanem powierzchni z uwagi na testy adhezji bakterii i tworzenia biofilmu. Wykazali, że pojedyncza warstwa chitozanu nie stanowiła bariery przed adhezją szczepu bakteryjnego *Staphylococcus aureus*, natomiast do 30% redukcji uzyskali dzięki zestawieniu warstwowemu chitozanu i pektyny. Z drugiej strony, wielowarstwowy chitozan i chitozan/pektyna opóźniały adhezję *Escherichia coli* odpowiednio o 50% i 20%. W swoich badaniach wykorzystali metodę oceny warstwy wierzchniej materiałów poprzez kontrolę zwilżalności. Kąt zwilżania powierzchni wodą czystego PCV uzyskali na poziomie 85,9±2,5°, natomiast kąt dla diiodometanu 43,5±3,5°, oznaczyli również SEP na poziomie 38,8 mJ/m², oraz sorpcję wody w przedziale 0,15-0,2%, co dobrze się zgadza z wynikami niniejszej pracy.

Kolonizację *Staphylococcus aureus* na silikonowych i poliuretanowych sondach żołądkowych w kontekście właściwości warstwy wierzchniej materiału rozpatrywali Lima et al. [3]. Autorzy oznaczyli w badaniach różne kąty zwilżania wodą a zatem różne hydrofobowości tych materiałów. Uzyskując dla sondy poliuretanowej 50,2±0,61°, sklasyfikowano jako hydrofilową natomiast sondę silikonową sklasyfikowano jako hydrofobową z uwagi na wartość kąta zwilżania wodą 74,6±1,30°. Różne kąty zwilżania można przypisać strukturze molekularnej każdego materiału, silikon opisywany jest jako niepolarny, natomiast poliuretan jako polarny, co zwiększa interakcje powierzchni z wodą w porównaniu z silikonem. Powierzchnie, które są hydrofobowe lub mniej hydrofilowe ogólnie mają zwiększoną adhezję (np. *S. aureus*). Usunięcie warstwy wody pomiędzy powierzchnią sondy a mikroorganizmami jest znacznie łatwiejsze dla powierzchni hydrofobowych. Zatem, wg Lima et al., sonda poliuretanowa może być lepszym kandydatem, ponieważ jest hydrofilowa i dlatego może mieć mniejszą adhezję bakteryjną.

W celu uzupełnienia badań należałoby zwiększyć liczebność grup, przeprowadzić starzenie w płynach żołądkowych, wykonać analizy powierzchni pod względem identyfikacji parametrów warstwy wierzchniej np. jej chropowatości, wykonać zdjęcia na mikroskopie elektronowym w celu sprawdzenia pozostałości po składnikach płynów i pokarmów oraz porównać inne materiały. Autorzy zdają sobie sprawę z ograniczeń oraz pilotażowego charakteru niniejszych badań, jednak próba identyfikacji zjawisk zachodzących na powierzchni materiału jest kluczowa do zrozumienia powikłań wynikających z użytkowania sondy.

Podziękowania

Praca ta powstała dzięki wsparciu pracowników Niepublicznego Specjalistycznego Zakładu Opieki Zdrowotnej Panaceum, w Dąbrowie Górniczej. Autorzy dziękują Personelowi Placówki za cenne wskazówki oraz inspiracje niniejszych badań.

LITERATURA

- [1] Asadinezhad A., Novák I., Lehocký M., Bílek F., Vesel A., Junkar I., Sába P., Popelka A., Polysaccharides Coatings on Medical-Grade PVC: A Probe into Surface Characteristics and the Extent of Bacterial Adhesion, *Molecules*, 2010, 15, 1007-1027,

- [2] Bennetzen L., Håkonsen S., Svenningsen H., Larsen P., Diagnostic accuracy of methods used to verify nasogastric tube position in mechanically ventilated adult patients: a systematic review, *JBIC Database of Systematic Reviews and Implementation Reports*, 2015, 13, 188–223,
- [3] Lima, J., Andrade, N., Soares, N., Ferreira, S., Fernandes, P., Carvalho, C., Lopes, J., Martins, J., The hydrophobicity and roughness of a nasoenteral tube surface influences the adhesion of a multi-drug resistant strain of staphylococcus aureus, *Brazilian Journal of Microbiology*, 2011, 42, 489-498,
- [4] Rowat A., Graham C., Dennis M., Study to determine the likely accuracy of pH testing to confirm nasogastric tube placement, *BMJ Open Gastro*, 2018, 5:e000211.

DETERMINATION OF ENERGETIC STATES OF NASALGASTRIC TUBE SURFACE OF AFTER SELECTED MATERIAL AGING PROCESSES

Abstract: The aim of this work was to assess the influence of the stomach tube aging process on surface properties determined based on measurements of contact angles. The level of absorbency of the material under the influence of the water environment was determined (water: 23°C / 24h and 100° / h, 0.9% NaCl solution: 37°C / 48h, Nestle Health Science Isosource Energy: 37°C/48h). The surface free energy and its components were identified using two analytical models (Owens-Wendt and van Oss-Chauhury-Good). As a result of aging accelerated aging, changes in the surface properties of the stomach tubes were revealed.

Mateusz DYMEK¹, Grzegorz ZIÓLKOWSKI², Mariusz PTAK³

¹Wroclaw University of Science and Technology

²Katedra Technologii Laserowych, Automatykacji i Organizacji Produkcji, Wroclaw University of Science and Technology

³Katedra Konstrukcji i Badań Maszyn, Wroclaw University of Science and Technology

APPROACH TO NUMERICAL SIMULATION OF AN AMERICAN FOOTBALL HELMET

Abstract: The article presents the initial analysis of collision of two American football helmets. The aim was to investigate the crashworthiness of the facemask during the collision. In addition, thanks to creating the reference point representing the head inside the helmet it was possible to investigate whether the rotational acceleration occurs. In order to obtain reliable results the Finite Element discrete model was prepared. The study is based on a real helmet model – Riddell Revolution and author's experience as a player.

Key words: American football, helmet, Finite Element Method, facemask

1. INTRODUCTION

During every American football game there are many spectacular tackles. However every contact brings risk of injury. Despite the fact that players on each level are acquainted with possibility to be carted off the field, they still decide to compete on highest possible level. Many former National Football League players as well as usual players suffer different brain injuries. The “Concussion” (2015) movie directed by Peter Landesman has inspired one of the authors to investigate the mechanical aspect of the collision.[1]–[3]



Fig. 1. One of the authors captured by Rafal Seifert during the game [4]

The movie shows the discovery of chronic traumatic encephalopathy, the brain degeneration suffered by players due to many head to head collisions. For that reason the finite element model of an American football helmet was developed. The study

encompasses the simulation of collision and analysis of the helmet crashworthiness. Moreover, thanks to introducing a concentrated mass point representing the mass of the head it was possible to investigate whether rotational acceleration occurs on the head.

The article presents the interpretation of already carried out study (Catastrophic head injuries in high school and college football players) to emphasize the necessity to investigate an ongoing problem with brain injuries among players.



Fig. 2. American football helmet used in this study

The current study is initial, that is why the conducted simulation is not symmetrical and does not present real-life collision.

1.1 Injury analysis

American football is one of the most popular sports in United States of America and associates around 1.2 million athletes on college level. However football also associates the highest rate of injuries. That is why it is very important to monitor collisions and create preventing strategies.[5]

Researchers from National Center for Catastrophic Sports Injury Research in the United States have collected data for 13 years (1989-2002) to determine the incidence of catastrophic head injuries, identify new injury patterns and provide preventive strategies on high school and college level.

Catastrophic head injuries in this study are defined as injuries macroscopic brain lesions such as subdural hematomas, epidural hematomas, diffuse brain edema, arteriovenous malformation or aneurysm. Athletes with injuries such as concussion were excluded from the study.

A total of 100 direct injuries were reported, where six did not meet the injury criteria. The overall incidence for this study was calculated as the total number of injuries divided by the total number of players during this period. For the high school and college incidence the calculation was restricted to appropriate playing level. For catastrophic head injuries the incident was calculated by dividing the total number of injuries by total number of players. Incidence proportions were calculated per 100 000 athletes.

During the study period there were 14 650 832 players. The incidence of catastrophic head injury was 0.64 per 100 000 athletes. The injuries occurred statistically 3.5 times more often during the game than at the practice. Most injuries occurred during the regular season (n=46), the rest occurred during the preseason (n=6), off-season (n=2) and an unknown period (n=40).[5]

The injury profile was not known for 4 of them. 46 were classified as nonfatal (permanent neurologic deficit), 36 as serious (no residual neurologic deficits), 8 as fatalities. 75 athletes suffered subdural hematoma, 10 suffered subdural hematoma with diffuse brain edema and 5 suffered diffuse brain edema. In addition, 4 participants were diagnosed with arteriovenous malformation or an aneurysm, 2 sustained a cervical fracture. None of the athletes suffered skull fractures.

According to data collected, 35 athletes already had suffered a head injury prior to the catastrophic injury, 24 had not suffered head injury before. In 25 of 35 cases the previous injury occurred earlier in the season. In 21 of 54 cases the athlete was playing with residual neurologic symptoms from the previous injury.[5]

Table 1. Mechanism injury in the study [5]

Among 70 cases with mechanism injury		
48 tackling/being tackled		8 blocking/ being blocked
14 major collisions		
Among 37 cases with described point of contact		
16 helmet-to-helmet	14 helmet-to-opponent's body	7 helmet-to-ground

In this study there were 8 fatalities as a result of injury. 5 athletes suffered isolated subdural hematoma, 1 subdural hematoma and diffuse brain edema, 1 arteriovenous malformation and 1 diffuse brain edema. One patient remained in coma for 5 years, the rest died 28 days within the injury. 46 participants with nonfatal injury were diagnosed with residual deficits such as: memory loss, slurred speech, paralysis, seizures, personality changes or medical complications. None of them returned to playing football. Within 36 athletes classified with serious injury only 2 returned to football without any know recurrences.

With all the data collected it was established that 20 injuries were potentially preventable. 8 athletes never informed anyone about neurologic symptoms before the catastrophic injury. 7 participants blamed a defective helmet or poor fitting. 3 interviewed blamed the medical personnel's evaluation on allowance to play.[5], [6]

2. MATERIALS AND METHODS

2.1 Computed tomography

The volumetric model separately for the facemask and shell was developed utilizing Computed tomography (Zeiss Metrotom 1500 Metrotomogpahy). Tomography itself is a mean to identify density of the object, dimensions and the 3D model of the specimen, maintaining high level of precision and remaining nondestructive method.

Table 2. Accuracy of single measurement Metrotom 1500 Carl Zeiss [7]

Accuracy of single measurement					
Voltage [kV]	Intensity (μ A)	Integration time [s]	Voxel quantity [μ m]	Projection number	Cu Filter [mm]
210	500	2	315	1050	1.5

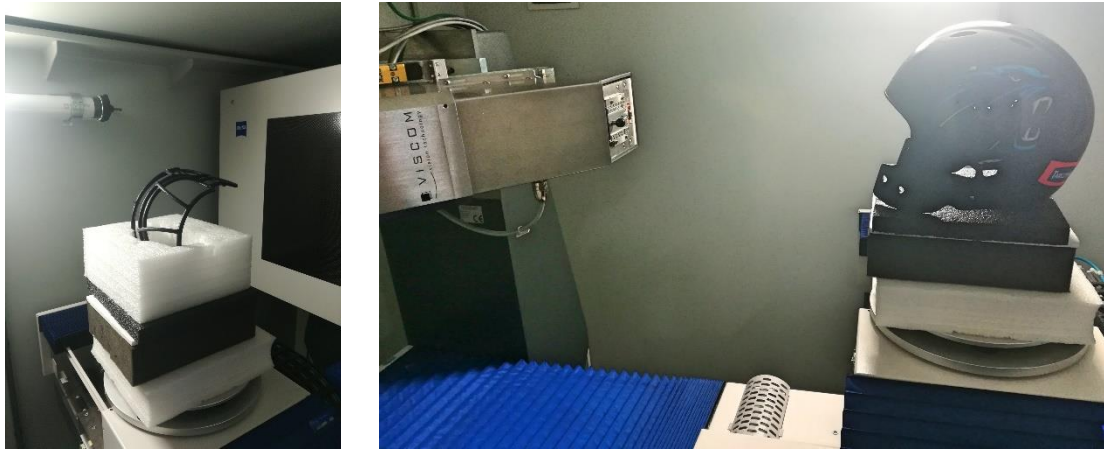


Fig. 3. Setup of the elements inside the Zeiss tomograph

2.2 Model discretization

The mesh assigned to both components is 3D tetrahedral. As the simulation is performed with a complex (irregularities of surface) 3D model it was decided to use this mesh due to its ability to fill complex shapes. For the shell of the helmet the 4 mm tetrahedral mesh was assigned (A 4-node linear tetrahedron). For the facemask the 0.5 mm tetrahedral mesh was assigned (A 4-node linear tetrahedron). The whole number of elements is 3 876 694. [8]

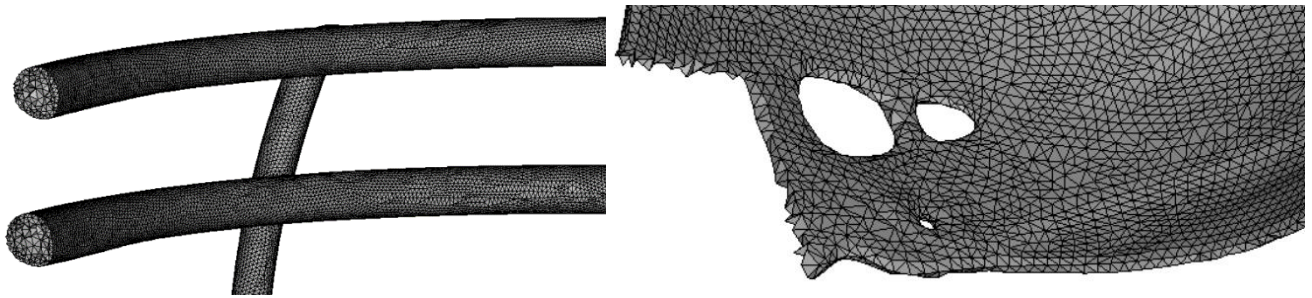


Figure 4. Model discretization

2.3 Material description

The material used to manufacture the shell is polycarbonate, the material used to manufacture the facemask is titanium (Table 3).

Table 3. Mechanical properties of polycarbonate and titanium alloy

Properties/Material		Polycarbonate	Titanium pure annealed
Density	$\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}$	1.19	4.51
Young's modulus	GPa	2.344	113.7
Poisson's ratio	-	0.38	0.30
Yield stress	MPa	55.1	482

2.4 Simulation description

The aim of this project was to analyze the crashworthiness of the helmet while focusing on the facemask. In addition, the reference point has been added which represents the heads mass. Thanks to this it is possible to establish accelerations acting on the players head. The weight of the head was assumed as 4 kg. The initial velocities are exaggerated for the purpose of the simulation and are equal to 40 km/h. The simulation is not symmetrical.



Fig. 5. Simulation setup with the global coordinate system

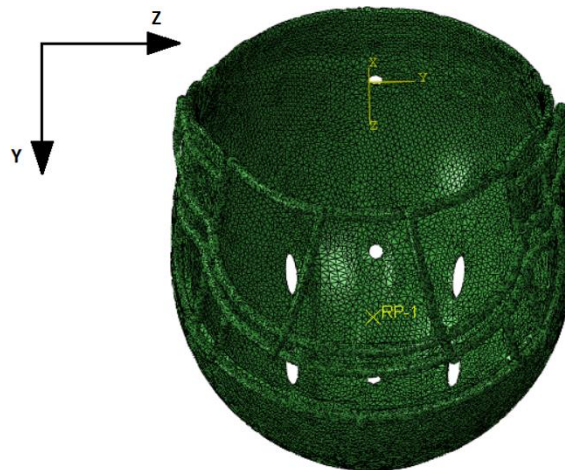


Fig. 6. Setup of concentrated mass point

To check the crashworthiness of the helmet it was necessary to simulate a collision. Firstly it was necessary to assemble the shell with the facemask. Secondly, inside both helmets there is a constrained mass point that represents the mass of the head. The point is modeled according to WG17 (EEVC) [9]. The point is constrained with the geometry of shell using kinematic coupling – RBE2. The next step was to position the helmets as close as possible to minimize the computational time. In this case the distance between the parts is 0.5 mm. The last step was setting the initial velocities for both helmets. The velocity for each helmet is 40 km/h.

3. RESULTS

The initial simulation proved that even in such extraordinary conditions the structure of the facemask remains undamaged. The results and Huber – Mises – Hencky stress values of the simulation are presented on Fig. 7.

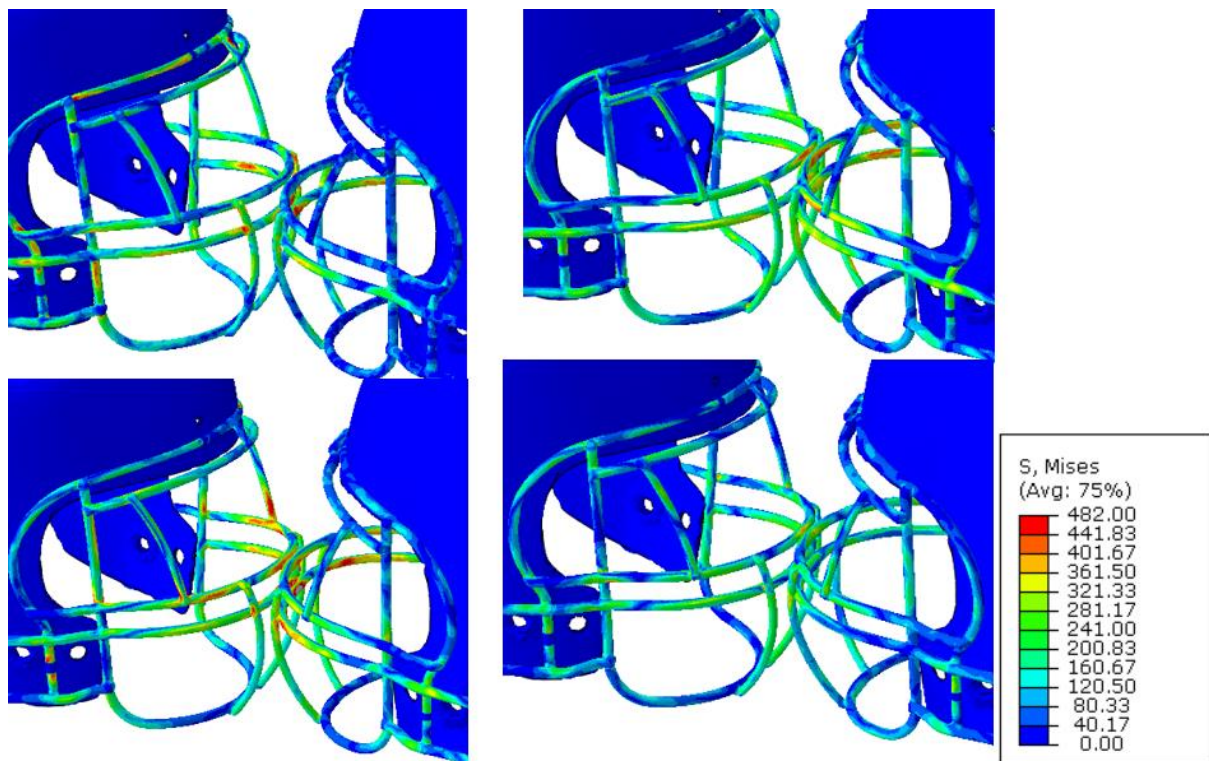


Fig. 7. Magnified view on the course of the simulation during the impact (0.5 ms - 3 ms) with Huber – Mises – Hencky stress values [MPa].

4. DISCUSSION

The initial simulation proved that the structure on the facemask remained undamaged and additionally proved the assumption that there occurs rotational acceleration concerning the heads mass point (Fig. 8). The rotational acceleration presents values around the z axis of the global coordinate system.

The values concerning rotational acceleration were edited using the filter SAE 180. Thanks to this noise was eliminated. Additionally longitudinal acceleration is presented. As expected the longitudinal acceleration oscillates around 0 after the collision. This is one of the proves that the collision occurred.

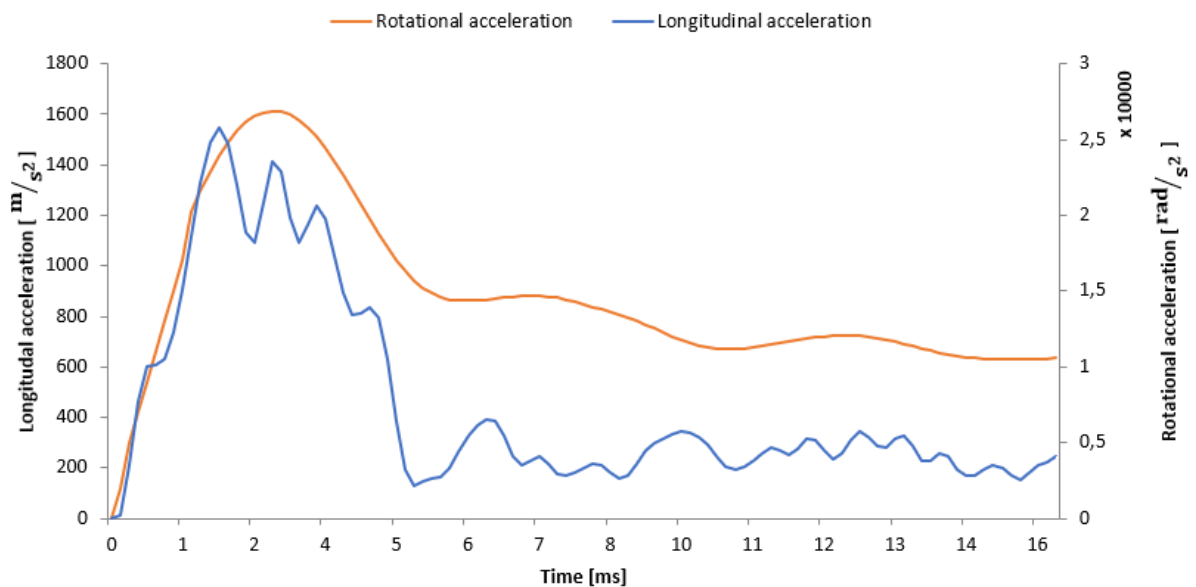


Fig. 8. Accelerations graph
The rotational acceleration in the z axis of global coordinate system

Another confirmation that the collision took place is the analysis of the energy distribution graph. As predicted, a part of kinetic energy was transformed into internal energy. In the simulation it is observed that the helmets bounced, that implies that the kinetic energy is not equal to 0. Fig. 9 displays the energy distribution graph with respect to time.

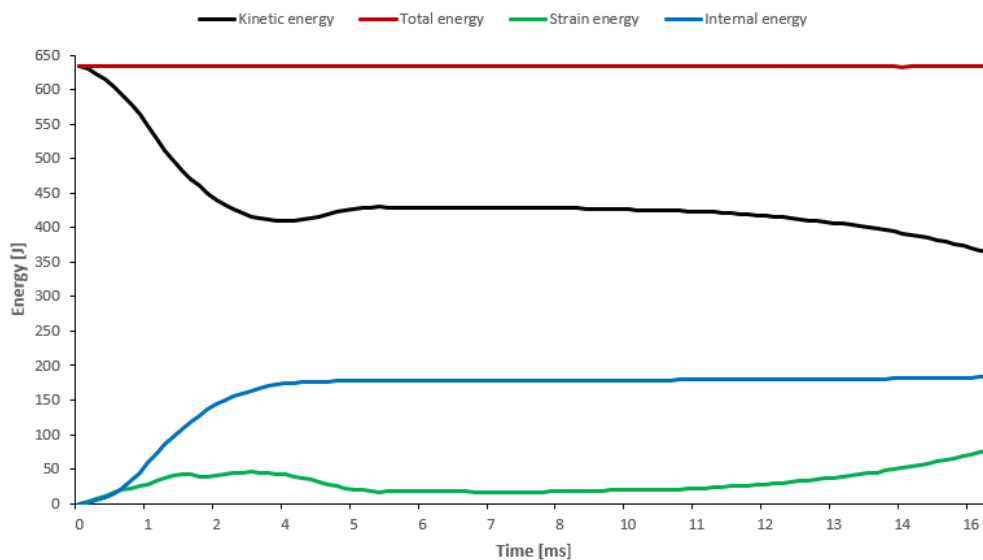


Fig. 9. Energy distribution graph [J]

5. CONCLUSIONS

The initial simulation proved that the helmet structure remained undamaged in such exaggerated conditions, what was the main aim of this project. The analysis showed that this facemask construction is not susceptible to such forces. Basing on this particular example one could make a statement that the face of the player is completely safe behind these bars.

Thanks to the reference point it was possible to determine and analyze the rotational and longitudinal accelerations that act on the head. However, the values cannot be taken into further consideration because the simulation did not reflect a possible field collision. What is more, the inflatable padding, head and brain model was omitted as it was not the

focus of this research. The padding would definitely limit the values as their job is to absorb energy.

This knowledge proved that further research should be conducted to analyze the accelerations and their effect on brain tissues. It is necessary to provide a research based on real collision in which players suffered head injury. Additionally, implementation of different energy absorbers inside the helmet should be considered.

Such a research will have huge influence on helmet design. The coaches might include the results during their theoretical meetings with players considering their health.

Acknowledgment

The Authors acknowledge financial support by Dean Full Professor Tomasz Nowakowski, PhD, DSc, Eng and Vice-Dean for General Affairs Associate Professor of WUST Celina Pezowicz, PhD, DSc, Eng.

LITERATURE

- [1] Landesman P.: Concussion. 2015.
- [2] University of Denver, Most concussions deliver 95 g's, neuropsychologist says. Science Daily, 2010. .
- [3] Borden Sam: Despite Risks, N.F.L. Leaves Helmet Choices in Players' Hands - NYTimes.com. New York Times, 2012.
- [4] Seifert R.: Wrocław Outlaws gallery.
- [5] Boden B. P., Tacchetti R. L., Cantu R. C., Knowles S. B., and Mueller F. O., Catastrophic head injuries in high school and college football players, Am. J. Sports Med., 2007.
- [6] Gregory J Tierney C. K. S., Joodaki H., Krosshaug T., Forman J. L., Crandall J. R., The kinematics of head impacts in contact sport: an initial assessment of the potential of model based image matching. ISBS-Conference Proc. Arch., 2016.
- [7] Zeiss company: Traceable 3D X-Ray Measurements ZEISS METROTOM.
- [8] Massachusetts Institute of Technology: Stability of Finite Difference Methods. Numer. Fluid Mech. Lect. Notes, pp. 75–81, 2009.
- [9] WG17 (EEVC).

WSTĘPNA SYMULACJA NUMERYCZNA KASKU DO FUTBOLU AMERYKAŃSKIEGO

Streszczenie: Artykuł ma na celu zaprezentowanie wstępnej analizy zderzenia dwóch kasków do futbolu amerykańskiego. Główny nacisk został położony na zbadanie czy kratka kasku nie zostanie uszkodzona przez takowe zderzenie. Dodatkowo został umieszczony punkt masowy, który reprezentuje masę głowy. Dzięki temu jest możliwość zbadania przyspieszeń rotacyjnych działających na mózg zawodnika. W tym celu został stworzony model dyskretny (obliczeniowy) kasku. Badanie jest przeprowadzone z użyciem prawdziwego kasku – Riddell Revolution oraz przy użyciu doświadczenia jednego z autorów.

Słowa kluczowe: Futbol Amerykański, kask, Metoda Elementów Skończonych, zderzenie

Karol LANN VEL LACE¹, Michalina BŁAŻKIEWICZ¹

¹Katedra Nauk Przyrodniczych, Zakład Biomechaniki, Wydział Rehabilitacji, Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego, Warszawa

WPLYW BUTA TYPU WALKER Z ZEGAREM NA ZMIANĘ PARAMETRÓW KINEMATYCZNYCH W STAWACH KOŃCZYN DOLNYCH W CHODZIE*

Streszczenie: Celem pracy jest określenie wpływu różnych ustawień ortozy typu Walker na zmianę kątów w stawach kończyn dolnych podczas chodu. W badaniach wzięło udział 10 zdrowych osób. Do badań czterech rodzajów chodu - jeden bez ortozy i trzy w różnych ustawieniach ortozy wykorzystano system Vicon. Udowodniono, że sposób ustawienia ortozy ma istotny wpływ na zmianę kątów w stawie kolanowym i biodrowym kończyny dolnej, na której jest noszona orteza. Bardzo korzystny jest brak wpływu ortozy na kinematykę kończyny wolnej od ortozy.

Słowa kluczowe: orteza, analiza chodu, parametry kinematyczne, biomechanika

1. WSTĘP

Ortezę typu Walker stosuje się u osób, które doświadczyły ostrego urazu stawu skokowego oraz okolicznych tkanek, a także u pacjentów, którzy zostali poddani zabiegowi operacyjnemu w tym obszarze [4]. Jednym z głównych celów rehabilitacji pacjentów z tego typu problemami jest przywrócenie prawidłowego stereotypu chodu, który może być zaburzony i asymetryczny, ze względu na jednostronną obecność urazu. Czynnikiem, które mogą mieć wpływ na wystąpienie asymetrii są między innymi: ból, osłabienie mięśni, ograniczenie zakresu ruchu, zaburzenie propriocepcji, brak możliwości pełnego obciążania [4, 5]. Główną funkcją ortozy jest umożliwienie chodu, odciążenie chorej tkanki, ograniczenie zakresu ruchu w stawie oraz pomoc w zmniejszeniu bólu [3]. W stosunku do klasycznego opatrunku gipsowego - orteza ma wiele zalet: jest lżejsza, ma mniejszy wpływ na biomechanikę chodu i można ją zdjąć w celu zachowania higieny tkanek oraz w celu wykonywania ćwiczeń [2, 6]. Z tego powodu istotne jest określenie, jaki wpływ na biomechanikę chodu ma stosowanie ortozy typu Walker w różnych kątach ustawienia stawu skokowego. Dlatego też, celem niniejszej pracy była ocena parametrów kinematycznych chodu w ortezie typu Walker, dla trzech różnych jej ustawień działających na staw skokowy.

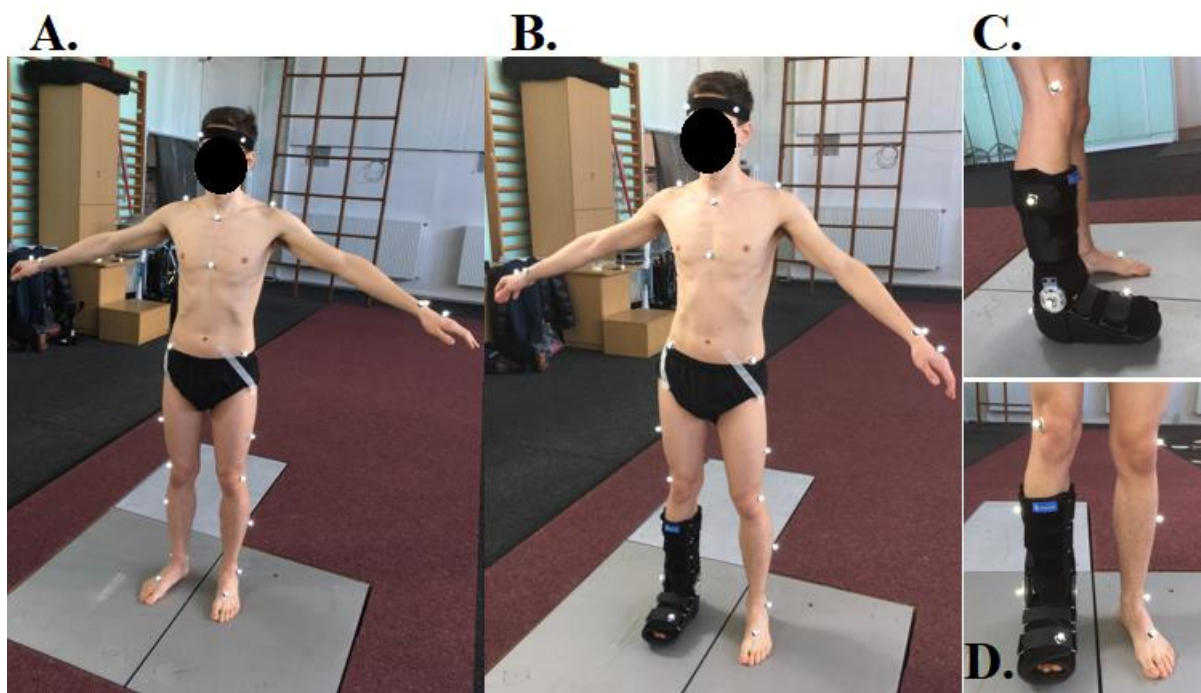
2. MATERIAŁ I METODY

Badaniami objęto grupę 10 zdrowych osób, których charakterystyka znajduje się w Tabeli 1. Osoby uczestniczące w badaniach, nie miały żadnych zaburzeń chodu, oraz nie przebyły żadnych urazów kończyn dolnych, które mogłyby negatywnie wpłynąć na sposób wykonania zadania.

Tabela 1. Charakterystyka grupy badanej

Grupa	Masa ciała [kg]	Wiek [lata]	Wysokość ciała [cm]	BMI [kg*m ⁻²]
(n = 10)	65.1 ± 4.25	20.8 ± 1.62	171.3 ± 6.77	22.25 ± 1.98

Dane kinematyczne i dynamiczne chodu zostały zebrane przy pomocy systemu Vicon Mx (Vicon Motion Systems Ltd, UK), w skład którego wchodziło 9 kamer z detektorami podczerwieni o częstotliwości próbkowania ustawionej na 100Hz. System ten był zsynchronizowany z trzema platformami firmy Kistler (Kistler Holding AG, CHE), które wyposażone są w czujniki piezoelektryczne i pozwalają na zbieranie wartości sił reakcji podłoża. Na ciele każdego z badanych umieszczono 34 markery zgodnie ze standardem Plug-In-Gait (Rys. 1).



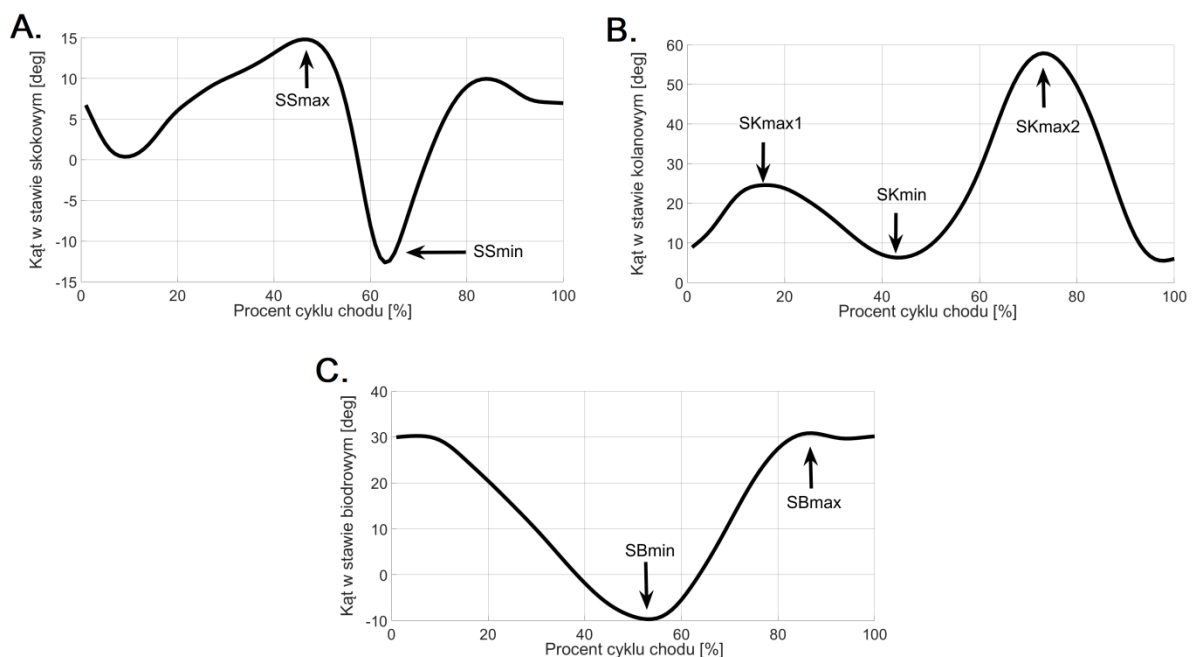
Rys. 1. Schemat ustawienia markerów: A. podczas próby bez ortezy, B. podczas próby z ortezą, C. widok z boku, D. widok z przodu

Do badań wykorzystano ortezę wysoką typu Walker U08202 z zegarem w rozmiarze M (Thusne, PL) (Rys. 2). Orteza w części goleniowej posiada dwa metalowe wzmocnienia po bokach oraz trzy pasy velcro stabilizujące podudzie. Stabilizację stopy zapewniają dwa pasy velcro. Orteza wyposażona jest w dwa zegary - po jednym po stronie bocznej i przyśrodkowej. Każdy z zegarów można regulować co 7.5° w zakresie 45° zgięcia i 30° wyprost. Każdy z badanych miał za zadanie wykonać 3 próby chodu swobodnego bez ortezy wzdłuż 10m ścieżki oraz w każdym z trzech ustawień ortezy (Rys. 2A-D): chód zero – zakresu ruchu ortezy zablokowany w 0° zgięcia i wyprost, chód piętnaście – blokada ortezy w 15° wyprost, chód neutralny – orteza nie była zablokowana - pełny zakres ruchu ortezy.



Rys. 2. Orteza i sposoby jej ustawienia podczas chodu. A. chód zero, B. chód piętnaście, C - D. chód neutralny

Orteza była zawsze zakładana na prawą kończynę dolną, natomiast lewa pozostawała bosa. Zanim zostały wykonane próby właściwe, osoby badane miały czas, żeby wykonać kilka przejść próbnych i przyzwyczać się do ortezy w danym ustawieniu. Do analizy wybrano jedno przejście z każdego ustawienia, pozbawione błędów losowych. W celu przeprowadzenia dalszej analizy dokonano parametryzacji przebiegów kątowych w stawie biodrowym i kolanowym obu kończyn dolnych, oraz w stawie skokowym kończyny wolnej od ortezy (Rys. 3). Parametryzacja polegała na wybraniu charakterystycznych punktów, będących lokalnymi ekstremami dla każdej krzywej. W stawie biodrowym wartość minimalną (SBmin) określano w fazie Pre Swing (45 - 60% cyklu chodu), a maksymalną (SBmax) w pozostałych fazach. W stawie kolanowym, wyznaczano dwie lokalne wartości maksymalne – pierwszą (SKmax1), która sytuowała się w przedziale faz Loading Response i Mid Stance (5 - 30% cyklu chodu), a drugą (SKmax2), która wypadła w przedziale 60-80% cyklu chodu. Wartość minimalna w stawie kolanowym (SKmin) wypadła na przejściu fazy Mid Stance w Terminal Stance (15 - 45% cyklu chodu). W stawie skokowym, minimum (SSmin) wyznaczano w fazie Initial Swing (60 - 80% cyklu chodu), a maksymalną (SSmax) na pograniczu fazy Terminal Stance i Pre Swing, czyli około 45% cyklu chodu.



Rys. 3. Przykład parametryzacji dla kątów w stawach kończyny dolnej: A. staw skokowy, B. staw kolanowy, C. staw biodrowy

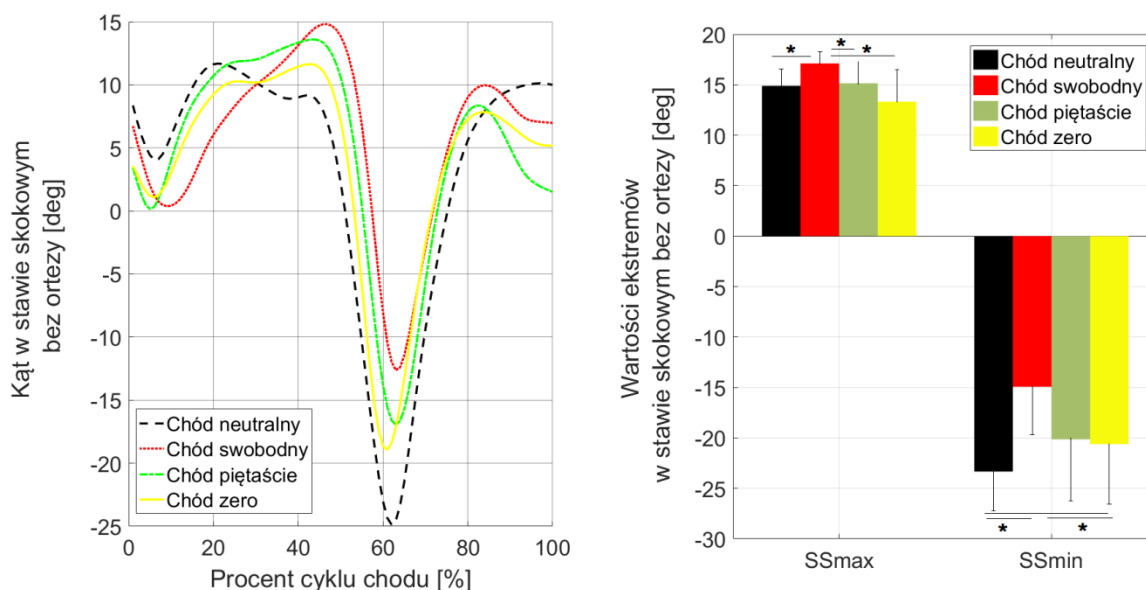
Analiza statystyczna została wykonana w programie Statistica v.13.3 (StatSoft, USA), dla poziomu istotności $p \leq 0.05$. Normalność rozkładu analizowanych parametrów sprawdzono przy pomocy testu Shapiro-Wilka. Następnie, w celu znalezienia różnic istotnych statystycznie między poszczególnymi typami chodów dla parametrów, które miały rozkład normalny posłużono się testem t-Studenta dla prób zależnych. Do znalezienia różnic między parametrami, które nie miały rozkładu normalnego posłużono się testem Wilcoxon.

3. WYNIKI

Rozkład różny od normalnego dla kończyny dolnej poruszającej się bez ortezy miały tylko dwa parametry w chodzie swobodnym: jeden dla stawu skokowego (SSmin) a drugi dla kolanowego (SKmax1). Natomiast dla kończyny dolnej w ortezie, rozkład różny od normalnego był tylko dla stawu kolanowego – parametr SKmax1. Dalsza analiza wpływu różnych ustawień ortezy na poszczególne stawy została omówiona w osobnych podrozdziałach.

3.1. Staw skokowy

Dla stawu skokowego, wolnego od ortezy, najwyższe średnie wartości wyprostu (SSmax) osiągnięto w chodzie swobodnym a najniższe w chodzie zero. Różnica między tymi wartościami wynosiła średnio 4° . Dodatkowo, wartość ta w chodzie swobodnym istotnie różniła się od tych uzyskiwanych w każdym innym typie chodu ($p < 0.05$) (Rys. 4B).

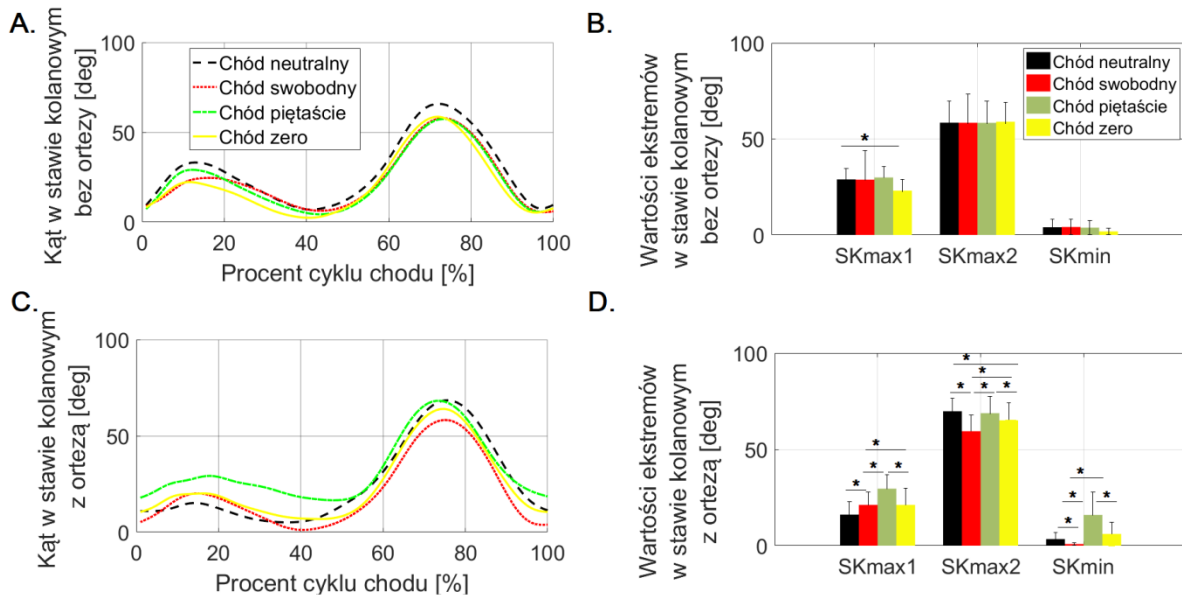


Rys. 4. Staw skokowy bez ortezy: A. wykresy kątów w dziedzinie cyklu chodu, B. Średnie i odchylenia standardowe ekstremów lokalnych, gdzie: * - różnice istotne statystycznie ($p \leq 0.05$)

Najniższe średnie wartości zgięcia (SSmin) osiągnięto w chodzie neutralnym a największą w chodzie swobodnym. Różnica między tymi wartościami była rzędu 8.5° ($p = 0.0001$). Dodatkowo, istotne różnice zaobserwowano między chodem neutralnym a chodem zero ($p = 0.0284$) oraz między chodem swobodnym a chodem zero ($p = 0.0021$) (Rys. 4B).

3.2. Staw kolanowy

W stawie kolanowym wolnym od ortezy, średnie przebiegi kątów były do siebie bardzo zbliżone, nie zależnie od typu chodu (Rys. 5A). Istotnie większą ($p = 0.0069$) wartość zgięcia uzyskano w fazie podporu (SKmax1) w chodzie piętnaście, w stosunku do chodu zero (Rys. 4B). Średnia różnica sięgała 7° .

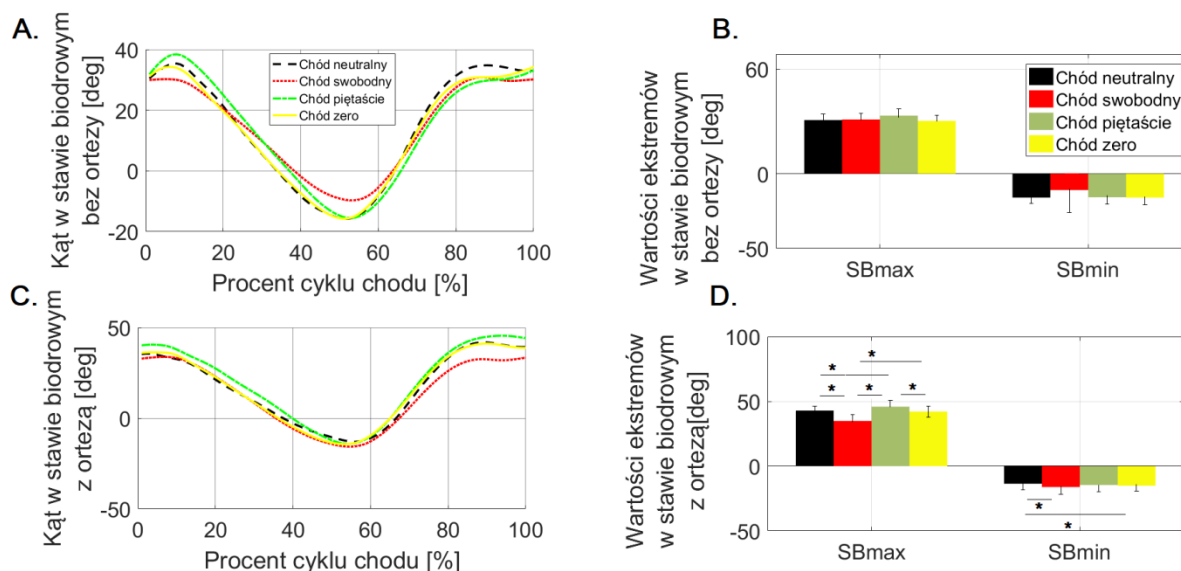


Rys. 5. Staw kolanowy dla kończyny dolnej bez ortezy i w ortezie. A., C. wykresy kątów w dziedzinie cyklu chodu, B., D. Średnie i odchylenia standardowe ekstremów lokalnych, gdzie: * - różnice istotne statystycznie ($p \leq 0.05$)

Zupełnie inna sytuacja dotyczy stawu kolanowego kończyny dolnej, na której była założona orteza (Rys. 5). Chód w ortezie ustawionej na 15° wyprostów spowodował, że staw kolanowy był w ciągłym zgięciu. Zakres ruchomości w chodzie piętnaście wynosił średnio 53° i był istotnie niższy ($p = 0.0128$) w porównaniu do innych typów chodu: 58° (chód swobodny), 59° (chód zero), 66° (chód neutralny) (Rys. 5D).

3.3. Staw biodrowy

Dla stawu biodrowego kończyny bez ortezy, nie znaleziono istotnych różnic w zakresie osiągniętych wartości zgięcia jaki i wyprostów w różnych typach chodu (Rys. 6A-B).



Rys. 6. Staw biodrowy dla kończyny dolnej bez ortezy i w ortezie. A., C. wykresy kątów w dziedzinie cyklu chodu, B., D. Średnie i odchylenia standardowe ekstremów lokalnych, gdzie: * - różnice istotne statystycznie ($p \leq 0.05$)

Natomiast w stawie biodrowym, na kończynie poruszającej się w ortezie wykazano, że wartość wyprostu w stawie biodrowym (SBmin) była istotnie ($p = 0.0064$) wyższa dla chodu swobodnego w stosunku do chodu neutralnego (Rys. 6D). Natomiast wartości zgięcia (SBmax) w chodzie swobodnym były istotnie niższe w porównaniu z pozostałymi typami chodów. Średnia różnica między zgięciem dla innych chodów a tym chodzie swobodnym wynosiła $8.7 \pm 1.9^\circ$.

4. DYSKUSJA

Celem niniejszej pracy była ocena parametrów kinematycznych chodu w ortezie typu Walker, dla trzech różnych jej ustawień działających na staw skokowy. Buty typu Walker bez zegara są zdecydowanie częściej stosowane niż te z zegarem [2, 3]. Wymuszają one ustawienie stawu skokowego w pozycji 0° . Pomiarów zakresów ruchu w stawach podczas chodu w ortezie tego typu dokonali Zhang et al. (2006) [6] i udowodnili, że maksymalny zakres zgięcia w stawie kolanowym kończyny w ortezie był istotnie różny od maksymalnego zgięcia podczas chodu swobodnego. Taki sam wynik udało się uzyskać w naszej pracy.

W badaniach Gulgin et al. (2018) [1] osoby badane wykonywały próby chodu bez obuwia oraz w ortezie typu Walker bez zegara założonej na prawą kończynę dolną, podczas gdy lewa pozostawała bez obuwia. W tym typie ortezy staw skokowy jest ustawiony w pozycji zera stopni zgięcia i wyprostu, czyli w tej samej pozycji co w chodzie zero w naszym badaniu. Gulgin et al. (2018) [1] wykazali, że maksymalne zgięcia stawu biodrowego i kolanowego kończyny w ortezie były istotnie wyższe w porównaniu do tych uzyskanych w chodzie swobodnym, te wyniki są również tożsame z naszymi. Jednakże nasze wyniki nie pokrywają się całkowicie. Gulgin et al. (2018) [1] wykazali, że istnieją istotne różnice między maksymalnym zgięciem w lewym stawie kolanowym i biodrowym podczas chodu bez ortezy w stosunku do chodu w ortezie. Takie wyniki są sprzeczne z naszymi, ponieważ nie uzyskaliśmy istotnych statystycznie różnic w tym zakresie. Brak różnic w stawie biodrowym prawym dla piku (SBmin) między chodem swobodnym a pozostałymi typami chodu wynikających z ustawienia ortezy jest korzystny. Oznacza to, że orteza nie wymusza skrajnego wyprostu w stawie biodrowym w żadnym ustawieniu. Istotnie większe zakresy zgięcia stawu biodrowego (SBmax) prawego podczas chodu we wszystkich badanych

ustawieniach ortozy w stosunku do chodu swobodnego w fazie Mid Swing i Terminal Swing prawdopodobnie wynikają z rozmiaru ortozy i jej grubszej podeszwy. Badany, aby nie zahaczyć o podłoże musiał wykonać większe zgięcie stawu biodrowego.

Orteza ustawiona w piętnastu stopniach wyprostowania wymusza chód podobny do tego w bucie narciarskim, który ustawiony jest w około 17° wyprostowania, w zależności od rodzaju buta. Takie ustawienie ortozy istotnie wpływa na zmianę wszystkich kątów w stawie kolanowym wymuszając jego większe zgięcie podczas całego cyklu chodu. W przypadku kończyny dolnej lewej, występuje istotnie większa wartość piku SSmin podczas chodu swobodnego, w stosunku do chodu w każdym badanym ustawieniu ortozy. Taka różnica prawdopodobnie wynika z większej długości kończyny w ortezie. Przyjęcie obciążenia na kończynie prawej wymagało większego zakresu zgięcia w lewym stawie skokowym podczas odbicia i później.

Podsumowując, w niniejszej pracy, określono wpływ ortozy typu Walker z zegarem na zmiany kątów w stawach kończyn dolnych w płaszczyźnie strzałkowej. Stwierdzono, że sposób ustawienia ortozy ma istotny wpływ na zmianę kątów w stawach kończyny dolnej, na której jest ona noszona. Największe zmiany odnotowano w stawie kolanowym i biodrowym. Bardzo korzystny jest brak wpływu ortozy na zmianę parametrów w stawie biodrowym i kolanowym, kończyny wolnej od ortozy. Różnice między chodem swobodnym a chodem w każdym z badanych ustawień ortozy w kontekście stawu skokowego wolnego od ortozy najprawdopodobniej wynikają z różnic w długości kończyn. Badany musiał kompensować tę różnicę poprzez zwiększenie zakresu ruchu w lewym stawie skokowym. Zatem, zalecane byłoby wyrównanie długości kończyn przez noszenie obuwia na kończynie bez ortozy lub zmniejszenie grubości podeszwy ortozy. Oznacza to, że zmiany wywoływane przez ortezę ograniczają się głównie do kończyny, na której jest ona noszona. Oczywiście, fakt umieszczania markerów na ortezie mógł spowodować pewnego rodzaju błędy pomiarowe. Aczkolwiek wydaje się, że analizowane w niniejszej pracy kąty w płaszczyźnie strzałkowej nie były obciążone dużymi błędami pomiarowymi, które mogłyby być większe w pozostałych płaszczyznach.

LITERATURA

- [1] Gulgin H., Hall K., Luzadre A., Kayfish E.: 3D gait analysis with and without an orthopedic walking boot. *Gait & Posture*, vol. 59, 2018, p.76-82.
- [2] Karkhanis S., Mumtaz H., Kurdy N.: Functional management of Achilles tendon rupture: A viable option for non-operative management. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, vol. 16, 2010, p.81–86.
- [3] Keene D.J., Willett K., Lamb S.E.: The effects of ankle supports on gait in adults: A randomized cross-over study. *Vol. 25, n. 6*, 2015, p.973-981.
- [4] Lin C.W., Hiller C.E., de Bie R.A.: Evidence-based treatment for ankle injuries: a clinical perspective. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, vol.18, 2010, p.22–28.
- [5] O'Connor S.R., Bleakley C.M., Tully M.A., McDonough S.M.: Predicting Functional Recovery after Acute Ankle Sprain. *PLOS ONE*, vol. 8, 2013, e72124.
- [6] Zhang S., Clowers K.G., Powell D.: Ground reaction force and 3D biomechanical characteristics of walking in short-leg walkers. *Gait & Posture*, vol. 24, 2006, p.487–492.

THE INFLUENCE OF ROM WALKER ON LOWER LIMB KINEMATICS DURING GAIT

Abstract: The aim of the work is to determine the effect of various settings of Walker type orthosis on lower limb kinematics parameters during walking. 10 healthy people participated in the study. The Vicon system was used to test four types of the gait - one without an orthosis and three in different orthosis settings. It has been proven that the way the orthosis is positioned has a significant impact on changing the angles in the knee and hip joints of the lower limb, on which the orthosis is worn. The absence of the orthotic effect on the kinematics of the limb free from orthosis is very beneficial.

* Praca realizowana w ramach projektu DM.-71 Akademia Wychowania Fizycznego Józefa Piłsudskiego w Warszawie, Wydział Rehabilitacji

**Mateusz ŁATACZ¹, Aleksandra IWAŚKO¹, Katarzyna NOWAKOWSKA²,
Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK², Wojciech WOLAŃSKI²**

¹Studenckie Koło Naukowe „Biokreatywni” przy Wydziale Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

²Wydział Inżynierii Biomedycznej, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

OCENA BIOMECHANICZNA Z WYKORZYSTANIEM SPRZĘTU ORTOPEDYCZNEGO

Streszczenie: Dotychczasowe badania z wykorzystaniem sprzętu ortopedycznego, takiego jak ortezy czy gorsety, miały na celu sprawdzenie ich efektywności działania po danym okresie użytkowania. Dostępnie dzisiaj metody zapewniają szersze spektrum możliwości oceny biomechanicznej. Niniejsze opracowanie opisuje próbę stworzenia metodyki badań, która pozwoli określić prawidłowe funkcjonowanie sprzętu ortopedycznego na etapie użytkowania.

Słowa kluczowe: sprzęt ortopedyczny, orteza, gorset

1. WSTĘP

Sprzęt ortopedyczny pełni ważną rolę w procesie kompleksowej rehabilitacji chorych z dysfunkcją narządu ruchu. Najczęściej wiąże się ona z pełnieniem funkcji mechanicznych, takich jak poprawa stabilizacji kończyn górnych i dolnych, korekcja postawy czy podparcie masy ciała. Wykorzystanie sprzętu ortopedycznego może znacząco wpłynąć na odzyskanie prawidłowych wzorców ruchowych, a także funkcji narządu ruchu [1].

Najczęstsze badania dotyczące stosowania sprzętu ortopedycznego związane są z oceną efektywności ich stosowania w trakcie, a także po okresie użytkowania. Mniejszą uwagę poświęca się ocenie funkcjonalności sprzętu ortopedycznego w trakcie jego użytkowania. Dlatego celem pracy było określenie przydatności stosowanych powszechnie metod badawczych, na podstawie których możliwa byłaby ocena biomechaniczna funkcjonalności użytkowanego sprzętu ortopedycznego. Ocenie biomechanicznej poddano gorset MK BRACE firmy Ori-Med [17] oraz ortezy stawu kolanowego na podstawie analizy parametrów kinematycznych (czasowo-przestrzennych) takich, jak długość i czas kroku, a także procentowy udział poszczególnych faz chodu. Dodatkowo analizowano zmianę parametrów kinematycznych obejmujących m.in. pochylenie miednicy i tułowia czy ich rotację, a także parametry dynamiczne, jak na przykład reakcje oraz rozkład nacisku stóp na podłoże.

Analizie zostały poddane ortezy stawu kolanowego różnych producentów oraz gorset MK-BRACE odciążająco-korekcyjny firmy Ori-Med. Gorset ortopedyczny to aparat stosowany

w leczeniu zachowawczym, który umożliwia odciążenie, a także stabilizację oraz korygowanie kręgosłupa. Orteza stanowi aparat stabilizujący stawy lub dany segment ciała człowieka poprzez unieruchomienie stawów kończyn, które uległy urazom w wyniku zwichnięcia, skręcenia czy też zerwania więzadeł.

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Przeprowadzone badania składały się z trzech etapów, co pozwoliło na kompleksową analizę wpływu gorsetu MK BRACE (Rys.1) oraz ortez (Tab.2) na zmianę parametrów kinematycznych i dynamicznych chodu. W badaniach wzięła udział jedna osoba w wieku 23 lat o danych antropometrycznych przedstawionych w Tab. 1, u której nie stwierdzono żadnych wad narządu ruchu, które mogłyby wpłynąć na przebieg badania.

Tabela 1. Charakterystyka osoby badanej

Wzrost [cm]	Masa ciała [kg]	Wiek [lata]	Płeć
172	66	23	M

W pierwszej części badań wykorzystano system do kompleksowej analizy ruchu BTS Smart, złożony z 6 kamer optoelektronicznych, a także ścieżki pomiarowej z wbudowanymi platformami dynamometrycznymi. Wykonano 6 przejść dla każdego aparatu ortopedycznego, aby zebrać odpowiednią ilość danych do dalszej analizy.

W drugim etapie wykorzystana została bieżnia Zebris FDM-T w celu wyznaczenia rozkładu sił nacisku stóp na podłoże. Wykonanie po dwie 30-sekundowe próby bez, jak i z użyciem sprzętu ortopedycznego. Badanie przeprowadzono przy stałej prędkości 4km/h.

Ostatnim etapem był pomiar stabilograficzny statyczny z wykorzystaniem platformy dynamograficznej Zebris FDM-S. Każda próba była przeprowadzona z otwartymi oczami osoby badanej i trwała 60 sekund. Poniżej w tabeli 2 zostały przedstawione ortozy stawu kolanowego poddane badaniom biomechanicznym, a na rysunku 1 gorset MK BRACE firmy Ori-Med.

Tabela 2. Wykaz ortez wykorzystanych w badaniach

Symbol ortozy	Nazwa ortozy
o1	Ligaflex [13]
o2	S-move [8]
o3	EB-SK/A [5]
o4	AM-OSK-Z/2RA [2]
o5	AM-OSK-Z/1 [4]
o6	EB-SKL/2RA [5]
o7	SP-A-824 [3]
o8	Otto Bock [9]
o9	Ori-Med [16]



Rys. 2. Gorset MK BRACE firmy Ori-Med

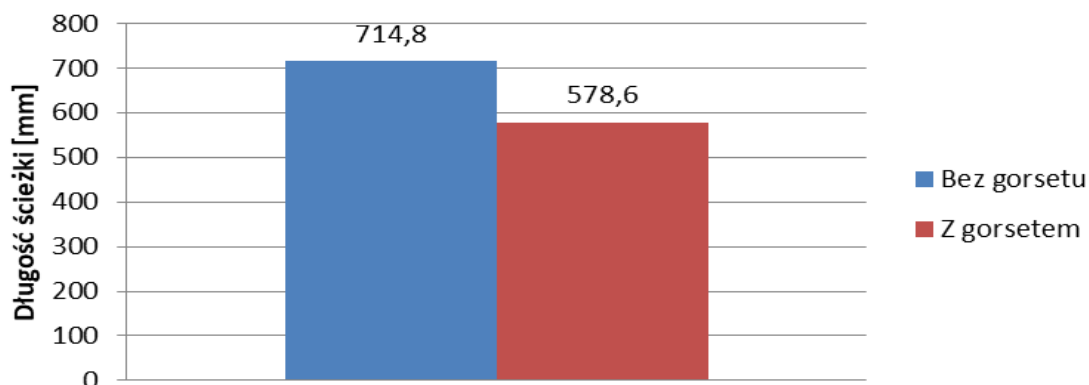
3. WYNIKI BADAŃ

Na podstawie przeprowadzonych badań określono zmianę parametrów kinematycznych i dynamicznych chodu z gorsetem ortopedycznym MK BRACE oraz podczas korzystania z ortez stawu kolanowego. Dzięki temu możliwe było określenie poprawności funkcjonowania obu rodzajów aparatu ortopedycznego

3.1. Badania biomechaniczne z wykorzystaniem gorsetu

Otrzymane wyniki badania gorsetu korekcyjno-odciążającego MK BRACE zamieszczono na poniższych rysunkach Rys. 1 ÷ Rys. 3.

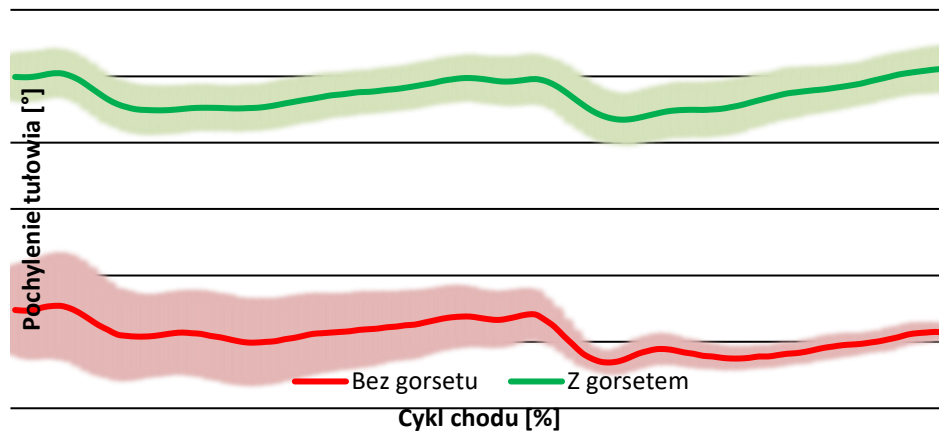
Na Rys. 3 przedstawiono zmianę wartości parametru długości ścieżki bez oraz z wykorzystaniem gorsetu, uzyskanego z wykorzystaniem platformy stabilograficznej.



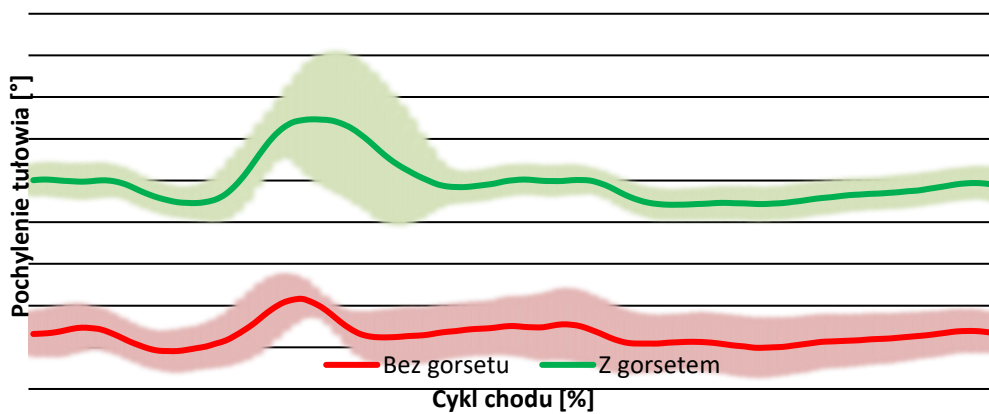
Rys. 3. Zmiana długości ścieżki z wykorzystaniem platformy stabilograficznej bez oraz z wykorzystaniem gorsetu ortopedycznego

Rys. 4 obrazuje zmianę wartości parametru pochylenia tułowia zarówno dla prawej jak i lewej strony bez oraz z wykorzystaniem gorsetu ortopedycznego.

a)

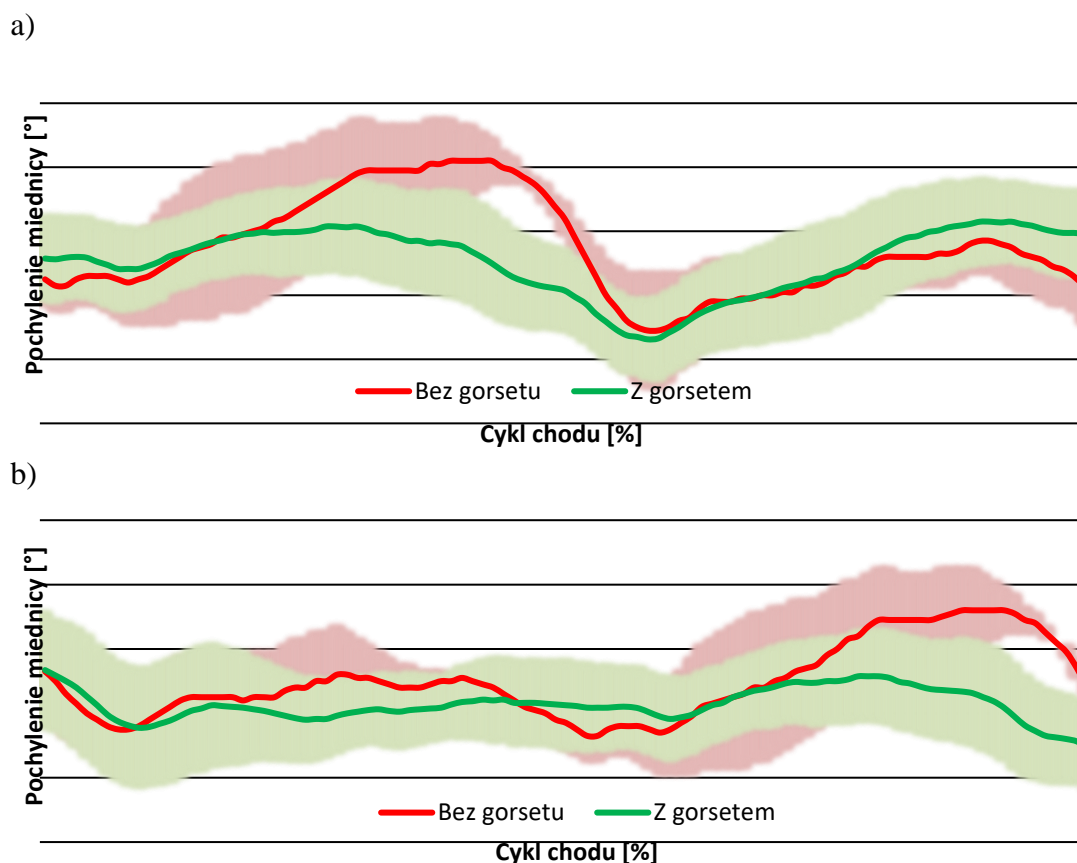


b)



Rys. 4. Pochylenie tułowia w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu bez gorsetu ortopedycznego oraz w przypadku korzystania z gorsetu ortopedycznego: a), dla prawej strony, b) dla lewej strony

Na Rys. 5 przedstawiono zmianę wartości pochylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej zarówno dla lewej jak i prawej strony w przypadku chodu bez oraz z wykorzystaniem gorsetu ortopedycznego.



Rys. 5. Pochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej w przypadku braku oraz z wykorzystaniem gorsetu ortopedycznego: a) z prawej strony, b) z lewej strony

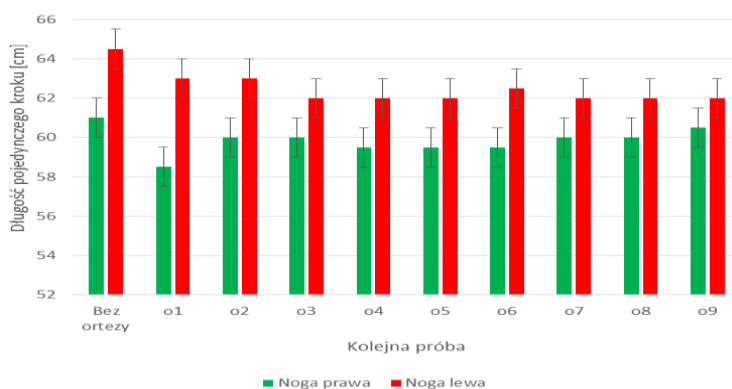
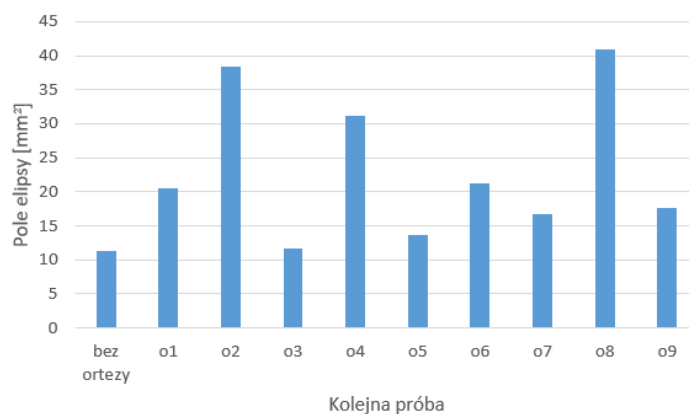
Na podstawie uzyskanych wyników wywnioskowano, iż wzrost wartości długości ścieżki podczas pomiarów stabilograficznych w przypadku chodu w gorsecie ortopedycznym może sugerować jego możliwości zapewnienia bardziej stabilnej postawy użytkownikowi. Ponadto zauważono korelację zakresu zmiany pochylecia i rotacji miednicy w odniesieniu do zakresu zmian pochylecia i rotacji tułowia, co może być związane ze zmianą położenia środka ciężkości.

3.2. Badania biomechaniczne ortez stawu kolanowego

Przeprowadzone badania biomechaniczne ortez stawu kolanowego dały możliwość kompleksowej analizy wpływu ortozy na takie parametry chodu, jak chociażby reakcji podłoża (Tab.3), czy długość pojedynczego kroku (Rys.5). Pierwsza część badań została przeprowadzona z wykorzystaniem systemu BTS Smart, który składał się z 6 kamer optoelektronicznych rejestrujących położenie markerów usytuowanych na ciele, a także ścieżki pomiarowej z wbudowanymi platformami dynamometrycznymi. Drugi etap badań przeprowadzono z użyciem bieżni Zebris FDM-T dającej możliwość wyznaczenia rozkładu sił nacisku stóp na podłoże (Tab.3), a w ostatniej części badań wykorzystano platformę dynamograficzną Zebris FDMS, która umożliwiła pomiar stabilografii badanej osoby (Rys.6).

Tabela 3. Analiza składowej pionowej reakcji podłoża

Symbol ortezy	Wartość składowej pionowej reakcji podłoża wyznaczona z wykorzystaniem systemu BTS Smart [N]			Wartość składowej pionowej reakcji podłoża wyznaczona z użyciem bieżni Zebris FDM-T [N]		
	Próba 1	Próba 2	Próba 3	Próba 1	Próba 2	Próba 3
Bez ortezy	626,088	653,073	-	687,779	684,513	-
o1	639,531	661,04	649,507	680,291	693,163	684,022
o2	631,889	668,328	684,398	676,419	696,791	710,734
o3	659,674	646,9	663,872	684,733	678,461	677,264
o4	606,067	590,675	597,035	700,35	692,876	679,207
o5	638,92	616,749	-	675,511	677,92	-
o6	597,37	613,838	597,987	675,244	692,009	669,91
o7	622,348	635,452	627,073	679,567	664,6	698,329
o8	618,443	616,125	622,088	715,527	700,997	710,734
o9	662,898	606,564	652,922	700,031	683,657	683,262

**Rys. 6. Długości pojedynczego kroku****Rys. 7. Wartość pola elipsy w kolejnych próbach**

4. WNIOSKI

Prezentowane badania są potwierdzeniem założenia, iż dostępne powszechnie urządzenia/aparatura pomiarowa mogą stanowić podstawę do oceny korekcji postawy ciała, a zarazem oceny działania sprzętu ortopedycznego. Przeprowadzone badania potwierdzają, że każda z ortez ma różny wpływ na parametry poddane analizie tj. parametry dynamiczne, czasowo-przestrzenne oraz stabilograficzne. Nie można jednoznacznie stwierdzić, która z ortez sprawdza się najlepiej czy też najgorzej, ponieważ każda z nich charakteryzuje się zupełnie inną konstrukcją, co rzutuje na otrzymane wyniki. Nie zaobserwowano również jednoznacznego wpływu gorsetu na zmianę analizowanych parametrów z użyciem bieżni Zebris. Jednak podstawę do oceny korekcji postawy może bez wątpliwości stanowić wykorzystanie platformy stabilograficznej Zebris oraz systemu do analizy ruchu BTS.

Zarówno ortozy stawu kolanowego oraz gorsety korekcyjno-odciążające stanowią sprzętowe wsparcie procesu rehabilitacji, który prowadzony we właściwy sposób umożliwia szybki powrót do zdrowia po przebytym urazie. Bardzo ważne jest odpowiednie dobranie ortozy/gorsetu do schorzenia z jakim mamy do czynienia, a także jego właściwe dopasowanie do konkretnego pacjenta. Nie ma idealnego sprzętu ortopedycznego, co potwierdzają przeprowadzone badania, a kluczem do sukcesu jest właściwe i wczesne rozpoznanie schorzenia i wdrożenie odpowiedniego leczenia. Przeprowadzone badania pokazują jaka jest różnorodność produktów na rynku, a także w jaki sposób wpływają na chód człowieka.

Zaleca się przeprowadzenie badań na większej ilości osób, dla których zostanie dostosowany sprzęt ortopedyczny. Dodatkowo, w celu dokładniejszej weryfikacji sprzętu ortopedycznego zaleca się przeprowadzenie badania z wykorzystaniem urządzenia Zebris APGMS Pointer po okresie użytkowania, dzięki czemu możliwa będzie ocena skuteczności działania takiego sprzętu, zwłaszcza gorsetu korekcyjno-odciążającego.

LITERATURA

- [1] Kwolek A.: Rehabilitacja w udarze mózgu. Uniwersytet Rzeszowski, 2011.
- [2] Reh4mat orteza stawu kolanowego AM-OSK-Z/2RA, <http://www.reh4mat.com/produkt/>, data dostępu: 20.10.2018.
- [3] Orteza na kolano z dwuosioowymi szynami bocznymi SP-A-824 - ARmedical, <http://ortezy24.pl/ortezy-kolana/>, data dostępu: 20.10.2018.
- [4] Reh4mat orteza stawu kolanowego AM-OSK-Z/1, <http://www.reh4mat.com/produkt/kolano-stabilizacja/>, data dostępu: 20.10.2018.
- [5] Reh4mat orteza stawu kolanowego EB-SK/A, <http://www.reh4mat.com/produkt/>, data dostępu: 27.10.2018.
- [6] Reh4mat orteza stawu kolanowego EB-SKL/2RA, <http://www.reh4mat.com/produkt/>, data dostępu: 27.10.2018.
- [7] Erhem producent ortotyki, <http://www.erhem.pl/Orteza/>, data dostępu: 27.10.2017.
- [8] Qmed S-move orteza stawu kolanowego otwarta, <http://qmedinfo.pl/pl/oferta/>, data dostępu: 29.10.2018.
- [9] StanleyMed, Otto Bock 8353 Genu Direxa Orteza stawu kolanowego z szynami, <https://stanleymed.pl/otto-bock-8353-genu-direxa-orteza-stawu-kolanowegoz-szynami>, data dostępu: 29.10.2018.
- [10] Thusane, Orteza stawu kolanowego z kontrolowanym zakresem ruchu, <http://www.thuasne.pl/produkty?1,6>, data dostępu: 29.10.2018.

- [11] Orteo.pl, Orteza GENU DYNASTAB, <https://www.orteo.pl/ortezykolana/>, data dostępu: 05.11.2018.
- [12] Medicalbroker, Otto Bock Genu Direxa Stable stabilizator kolana zamknięty, <http://e-medicalbroker.com/product-pol-3149-Otto-Bock-Genu-Direxa-Stablestabilizator-kolana-zamkniety.html>, data dostępu: 10.11.2018.
- [13] Orteo.pl, Orteza LIGASTRAP, <https://www.orteo.pl/ortezy-kolana/ultra-lekkaorteza-kolana-ze-wsparciem-wiezadel-oddychajaca-thuasne-ligastrap/>, data dostępu: 10.11.2017.
- [14] Orteo.pl, Orteza Mueller 3333, <https://www.orteo.pl/ortezy-kolana/muelleramerykanski-zawiasowy-stabilizator-kolana-id-3333/>, data dostępu: 15.11.2018.
- [15] Orteo.pl, Orteza Mueller Hg80, <https://www.orteo.pl/ortezy-kolana/innowacyjnystabilizator-kolana-z-zawiasami-mueller-hg80-id-54521/>, data dostępu: 15.11.2018.
- [16] Ori-Med., orteza stawu kolanowego, <http://ori-med.pl/pl/orteza-niska-komfort/>, data dostępu: 15.11.2018.
- [17] Ori-Med, Gorset MK BRACE <http://mkbrace.pl/dla-doroslych/>, data dostępu: 15.11.2018.

BIOMECHANICAL ASSESSMENT WITH USE OF ORTHOPEDIC EQUIPMENT

Abstract: Most of nowadays research focus on effectiveness of the orthopedic equipment. Development of technology and available methods provide wider spectrum of abilities of orthopedic equipment's biomechanical assessment. This paper presents attempt to evolve methods that will allow to determine proper functionality of orthopaedic equipment.

Natalia MAKSYM CZAK¹, Arkadiusz DUDEK², Agnieszka NOSZCZYK-NOWAK³,
Agnieszka MACKIEWICZ², Romuald BĘDZIŃSKI²

¹ Koło Naukowe BIOMEDUZ, Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

² Wydział Mechaniczny, Uniwersytet Zielonogórski, Zielona Góra

³ Wydział Medycyny Weterynaryjnej, Uniwersytet Przyrodniczy we Wrocławiu, Wrocław

BADANIA BIOMECHANICZNE TCHAWICY W WARUNKACH WIELOKIERUNKOWEGO OBCIĄŻENIA

Streszczenie: Uszkodzenia tchawicy spowodowane wprowadzeniem rur umożliwiających przywrócenie wentylacji płuc. Identyfikacja parametrów mechanicznych jest konieczna w celu rozpoznania patomechanizmu zmian w tkance, związanych z nieprawidłową przebudową. Uzyskane rezultaty badań mechanicznych pozwoliły na opracowanie modelu matematycznego tchawicy w warunkach wielokierunkowego obciążenia. Umożliwi to przewidywanie nadmiernych lokalnych zaburzeń pól odkształceń i naprężeń tchawicy, występujących podczas wprowadzenia rurki intubacyjnej, które do tej pory nie zostały jeszcze dokładnie zbadane.

Słowa kluczowe: tchawica, właściwości mechaniczne, model matematyczny, model hipersprężysty Mooney-Rivlin, intubacja

1. WSTĘP

Tchawica ma postać sprężystej rury umożliwiającej wymianę gazów oddechowych między płucami a otoczeniem. Narząd ten wykazuje pewne nieciągłości strukturalno-materiałowe co związane jest z występowaniem w jego budowie półprścieni chrzęstnych, które połączone są pasmami tkanki łącznej (więzadła obrączkowe) i mięśniami gładkimi [2]. Taki rozkład poszczególnych tkanek powoduje wzmocnienie narządu w części przedniej i bocznej zapewniając znaczną sztywność pozwalającą na przeciwdziałanie naciskom i ruchom tkanek otaczających, przy jednoczesnym zachowaniu elastyczności w celu umożliwienia rozciągania i kurczenia się tchawicy podczas procesu oddychania i kaszlu [9]. Odkształcenie tkanki mięśni gładkich wywiera naprężenia rozciągające i zginające na pierścieniu chrzęstnym i moduluje zmianę średnicy światła podczas oddychania [10].

Stany patologiczne tchawicy takie jak malacja czy zwężenia podgłośniowe są najczęściej spowodowane przedłużoną intubacją lub wykonaniem zabiegów tracheotomii. Wykorzystanie rurek intubacyjnych jak i tracheotomijnych jest konieczne w celu zapewnienia prawidłowej wentylacji płuc, jednakże niejednokrotnie ich wprowadzenie może prowadzić do przerwania ciągłości ściany tchawicy, powodując jej nieszczelność [3,4].

Określenie właściwości mechanicznych tchawicy jako narządu rurowego wymaga opracowania specjalnego protokołu badawczego. Trudności badawcze wynikają z anizotropii narządu, wysokiej odkształcalności oraz kierunku przyłożenia obciążenia. Kluczowym podczas

badan jest szczegółowe określenie zamocowania próbki, co wpływa na kształt i wartości uzyskanej charakterystyki.

Celem badań było wyznaczenie charakterystyki mechanicznej tchawicy świńskiej w wielokierunkowym stanie obciążenia oraz jej modelu matematycznego, co w literaturze wciąż jest opisane w niewielkim stopniu. Uzyskanie informacji na temat zachowania mechanicznego tchawicy pozwoli na zmodyfikowanie konstrukcji rurki intubacyjnej, co umożliwi obniżenie nadmiernych odkształceń w ścianach tchawicy podczas przedłużonej intubacji z wykorzystaniem rurki i jednocześnie będzie zapobiegać jej uszkodzeniu lub zwężeniu.

2. METODYKA

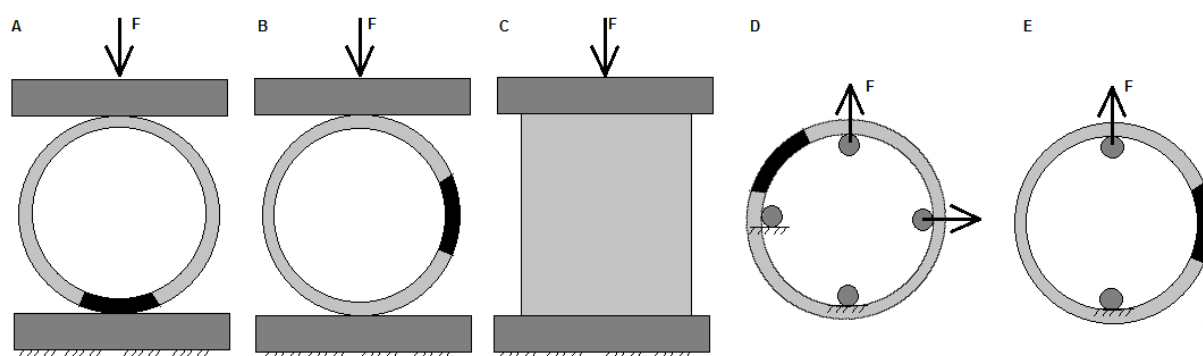
Motywacją do podjęcia badań stał się przypadek 58-letniej pacjentki, u której w trakcie zabiegu znieczulenia ogólnego dotchawiczego doszło do przerwania powłoki tchawicy (otwór około 3 mm po stronie przedniej), co spowodowało powstanie stanu odmy podskórnej. W następstwie powyższej ingerencji komplikacje doprowadziły do odmy opłucnowej, a to przyczyniło się bezpośrednio do nagłego pogorszenia stanu zdrowia pacjentki. W praktyce klinicznej używa się wielu rodzajów rurek intubacyjnych i tracheotomijnych wykonanych z materiałów polimerowych, które charakteryzują się sztywnością znacznie wyższą niż ściany tchawicy. Warto podkreślić, że wiele z przypadków komplikacji w obrębie tchawicy jest związanych z błędem personelu medycznego. Aby ograniczyć ryzyko następstw zastosowania rurek wentylacyjnych, w tym o wydłużonym czasie użytkowania należy zastanowić się nad zmianą ich konstrukcji w celu atraumatycznego wprowadzenia, przy jednoczesnym uzyskaniu zmniejszonych nacisków powierzchniowych na ściany tchawicy. Przed wprowadzeniem modyfikacji materiałowych i oddziaływania na granicy tkanka-rurka intubacyjna należy określić parametry materiałowe tkanki, stąd zdecydowano się na badania mechaniczne tchawicy w stanie wielokierunkowego obciążenia. Jako model badawczy wybrano tchawicę świńską ze względu na wymiary zbliżone do narządu ludzkiego. Preparaty zostały pozyskane jako wtórny materiał ze świń objętych pozwoleniem na badania kliniczne układów kardiologicznych wg zgody 7/2016 komisji bioetyki. Próbki zostały pobrane od 8 osobników, których masa wahała się w granicach około 60-120 kg. Badania wykonano na tchawicach „świeżych”, które pobrano po uśmierceniu zwierząt i przechowywano w roztworze 0,9% soli fizjologicznej w obniżonej temperaturze (4°C) w czasie nieprzekraczającym 6h do chwili zamrożenia. Mrożenie odbywało się w temperaturze -18°C. Przed badaniem próbki rozmrożono przez noc do temperatury otoczenia (23,5°C), pozostawiając je w roztworze soli fizjologicznej w celu ich optymalnego uwodnienia. Z tchawicy wycięto po 6-10 próbek pierścieniowych o wysokości do 5 mm dla próbek rozciąganych i około 20 mm dla próbek ściskanych. Liczebność próbek dla poszczególnych testów przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Liczebność próbek dla poszczególnych testów

Typ badania	Liczebność próbek
Ściskanie promieniowe bok	8
Ściskanie promieniowe dół	8
Ściskanie osiowe	8
Rozciąganie promieniowe 1-kierunkowe	18
Rozciąganie promieniowe 2-kierunkowe	18

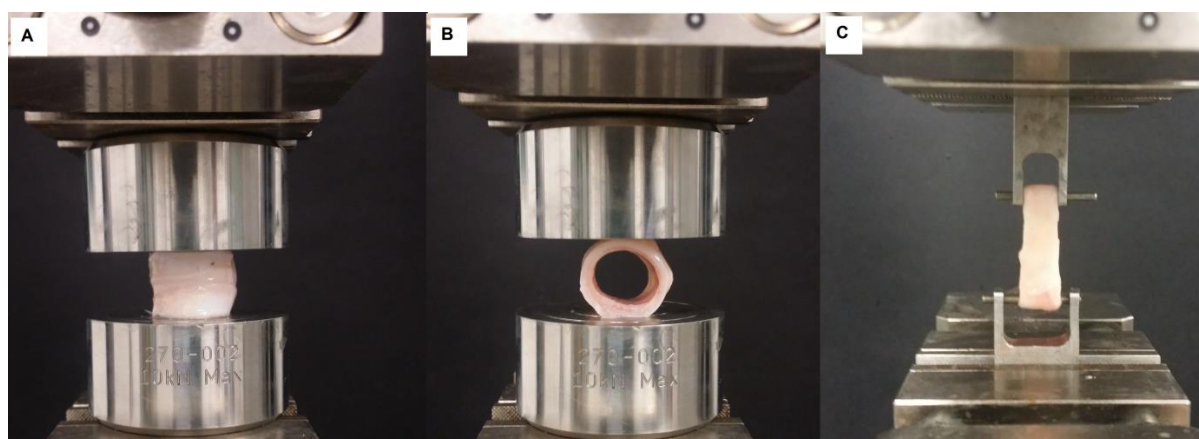
Ze względu na występowanie strefy pozbawionej pierścienia chrzęstnego podczas testów uwzględniono jego umiejscowienie. W ramach protokołu przeprowadzono próby promieniowego

ściskania, jednoosiowego ściskania oraz jedno- i dwukierunkowego promieniowego rozciągania tkanki pierścieniowej (rys. 1.).



Rys. 1. Schemat obciążania próbek: A, B – ściskanie promieniowe, C- ściskanie osiowe, D – rozciąganie promieniowe 2-kierunkowe, E – rozciąganie promieniowe jednokierunkowe. Kolorem czarnym oznaczono strefę, w której nie występuje pierścień chrząstny

Badania przeprowadzono z wykorzystaniem elektrodynamicznej maszyny wytrzymałościowej Zwick Roell EPZ005 w zakresie obciążenia quasi-statycznego z prędkością 5 mm/ min. Podczas próby ściskania zastosowano talerze do kompresji, które zamocowano w szczękach maszyny (rys. 2. A,B). W przypadku próby rozciągania promieniowego jedno- i dwukierunkowego wykorzystano autorskie stanowiska umożliwiające uzyskanie prostego (rys. 2C) i wielokierunkowego stanu obciążenia w kierunku obwodowym. Mocowanie próbek podczas badań przedstawiono na rys. 2.

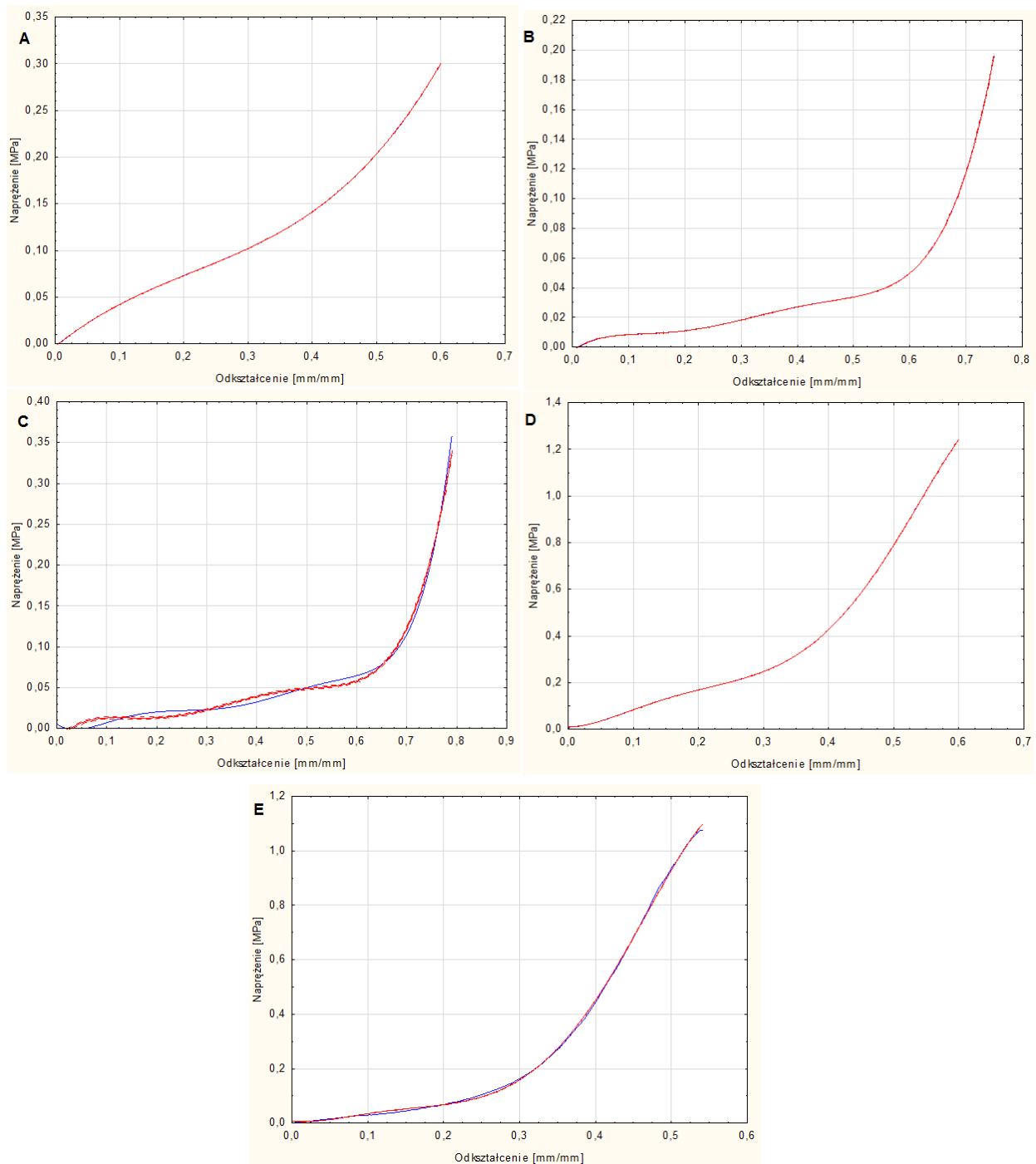


Rys. 2. Mocowanie próbek w stanowiskach maszyny wytrzymałościowej Zwick Roell: A,B – próba ściskania, C – próba rozciągania promieniowego jednokierunkowego

W rezultacie przeprowadzonych badań uzyskano charakterystyki zależności siła – wydłużenie próbki.

3. WYNIKI

Krzywe zależności siła-wydłużenie uzyskane z testu obciążenia próbek były podstawą do dalszych analiz. Znając wymiary próbek przeliczono otrzymane dane na wartości naprężenia i odkształcenia (rys. 3) w programie STATISTICA, gdzie wyznaczono również krzywe regresji ($p=0,95$ oraz $R^2>0,92$).



Rys. 3. Krzywe regresji serii danych otrzymanych podczas próby: A- ściskania osiowego, B – ściskania promieniowego – strefa bez chrząstki ułożona równoległe do kierunku ściskania, C – ściskania promieniowego – strefa bez chrząstki ułożona prostopadłe do kierunku ściskania, D – rozciągania promieniowego jednokierunkowego, E – rozciągania promieniowego dwukierunkowego

Charakterystyki mechaniczne dowiodły, że badane próbki tchawic wykazują cechy materiału hipersprężystego. W module Engineering Data oprogramowania Ansys 16.2 wykonane zostało dopasowanie krzywej napężeniowo-odkształceniowej uzyskanej podczas testów do istniejących modeli materiałowych, między innymi Mooney-Rivlina, Neo-Hookean oraz Yeoha. Modele te zostały wybrane zgodnie z doniesieniami literaturowymi [1,3,8]. Na podstawie porównania stopnia zbieżności określono, że najlepsze dopasowanie modelu matematycznego wykazuje model 9-parametryczny Mooney-Rivlin (tab. 2), na co wskazują najniższe wartości residuum.

Tabela 2. Wartości residuum dopasowania krzywych eksperymentalnych dla poszczególnych modeli hipersprężystych

Typ badania	Wartość residuum				
	Mooney-Rivlin 3-parametryczny	Mooney-Rivlin 5-parametryczny	Mooney-Rivlin 9-parametryczny	Neo-Hookean	Yeoh 3-parametryczny
Ściskanie promieniowe bok	48,5	29,8	12,0	83,9	45,1
Ściskanie promieniowe dół	98,2	57,6	9,0	391,9	109,2
Ściskanie osiowe	32,2	11,5	5,4	85,6	47,3
Rozciąganie promieniowe 1-kierunkowe	8,6	4,8	2,6	47,5	5,3
Rozciąganie promieniowe 2-kierunkowe	43,1	29,8	15,6	480,6	31,7

Do opisu tego modelu wykorzystuje się funkcję jednostkowej energii odkształcenia będącą analityczną funkcją tensora odkształcenia opisanego wzorem (1):

$$W_9 = C_{10}(I_1 - 1) + C_{01}(I_2 - 1) + C_{20}(I_1 - 1)^2 + C_{02}(I_2 - 1)^2 + C_{11}(I_1 - 1)(I_2 - 1) + C_{30}(I_2 - 1)^3 + C_{03}(I_1 - 1)^3 + C_{21}(I_1 - 1)^2(I_2 - 1) + C_{12}(I_1 - 1)(I_2 - 1) + \frac{1}{D}(J - 1)^2 \quad (1)$$

Obliczone wartości stałych materiałowych modelu Mooney-Rivlin dla poszczególnych wykonanych prób wytrzymałościowych zostały zestawione w tabeli 3.

Tabela 3. Stałe materiałowe modelu Mooney-Rivlin

Stała	Próba ściskania			Próba rozciągania		
	osiowe	promieniowe – strefa chrząstki ułożona równoległe do kierunku ściskania	promieniowe – strefa chrząstki ułożona prostopadle do kierunku ściskania	promieniowe jednokierunkowe	promieniowe dwukierunkowe	
C10	6,1313	1,7601	0,33333	-9,0131	1,1351	MPa
C01	-6,1567	-1,7748	-0,16667	9,2834	-1,084	MPa
C20	19411	8572,1	-0,0026829	-83433	4702,50	MPa
C11	-38616	-17106	0,023861	166540	-9371,90	MPa
C02	19185	8528,8	-0,0026581	-83073	4672,60	MPa
C30	684,26	102,89	-0,000203181	-1580,9	357,56	MPa
C21	-3229,3	-544,97	0,0015926	7730,7	-959,73	MPa
C12	524,47	-1092,5	-0,0041633	7229	-79,156	MPa
C03	-1046,3	237,93	0,001831	-726,8	11,17	MPa

Wartości zebrane w tabeli, uzupełniające funkcję gęstości energii sprężystej pozwolą na zamodelowanie tchawicy w wielokierunkowym stanie obciążenia wynikającego z ruchów oddechowych oraz staną się podstawą do wyznaczenia parametrów materiałów wykorzystywanych na przyszłe konstrukcje rurek intubacyjnych wchodzących w interakcję ze ścianami tego narządu.

4. Dyskusja

Urazy i schorzenia narządu człowieka takiego jak tchawica, stanowią istotne zagadnienie zarówno z punktu widzenia medycznego, społecznego jak i ekonomicznego. W przypadku daleko posuniętych zmian w obrębie tkanek, nowoczesna medycyna umożliwia wykorzystanie w organizmie człowieka sztucznych struktur wspomagających lub zastępujących funkcje tkanki. Zaprojektowanie elementów zastępczych dla układu oddechowego wykonanych z innowacyjnych materiałów wymaga znajomości struktury, własności i parametrów materiałowych tkanki w stanie fizjologicznie prawidłowym i dysfunkcyjnym [5,7]. Prowadzenie pomiarów eksperymentalnych dla materiałów biologicznych jest utrudnione. Nie opracowano do tej pory ujednoczonych procedur pobierania i badania próbek. Warto zwrócić uwagę, że czas od chwili uśmiercenia modelu osobniczego, poprzez etap pobrania próbki oraz jej transportu, do chwili zakończenia badań eksperymentalnych jest niezwykle istotny. Nieodżywiane tkanki pobrane z modelu zwierzęcego lub ludzkiego zmieniają swoje charakterystyki mechaniczne. Badacz staje przed alternatywą czasochłonnej preparatyki próbki a uzyskaniem rzetelnych wyników badań eksperymentalnych. Szczególnie trudnym materiałem badawczym pochodzenia biologicznego są wysoce uwodnione tkanki miękkie.

W literaturze wciąż brakuje wyników badań określających zachowanie tchawicy w wielokierunkowym stanie obciążenia. Identyfikacja parametrów mechanicznych umożliwi rozpoznanie procesów patologicznych zmian w tkance, pozwoli na opracowanie nowych technik w leczeniu zachowawczym i operacyjnym, w tym z wykorzystaniem elementów zastępczych (medycyna regeneracyjna) oraz da możliwość przeciwdziałania nieprawidłowej przebudowie. Uzyskane rezultaty pozwolą na opracowanie innowacyjnej rurki intubacyjnej, która podczas wydłużonego czasu użytkowania nie będzie powodować nadmiernych lokalnych zaburzeń pól odkształceń i naprężeń w ścianie tchawicy.

Uzyskane wyniki badań eksperymentalnych wykazały ponad 3-krotnie niższą wytrzymałość narządu tchawicy podczas prób ściskania w porównaniu z jej właściwościami podczas próby rozciągania. Warto zauważyć, że podczas próby dwukierunkowego promieniowego rozciągania odkształcalność tchawicy jest niższa niż w przypadku jednokierunkowego przyłożenia siły rozciągającej. W każdym z przypadków próby wytrzymałości zauważono nieliniowość charakterystyki zależności naprężenie-odkształcenie, co jest związane z anizotropową budową narządu. Rezultaty zrealizowanych badań są zbliżone do wyników Lee et al. (2018), którzy jako model badawczy wykorzystali znacznie mniejszy model zwierzęcy jakim jest królik. Uzyskali oni odkształcalność w zakresie nieniszczącym 50-70% [6]. Konieczność matematycznego zapisu zachowania tchawicy pod wpływem obciążenia pozwoliła na określenie jej właściwości hipersprężystych, a co z tego wynika pozwoli na opracowanie bardziej zaawansowanych modeli konstytutywnych.

Przedstawione wyniki mają charakter wstępnej analizy zachowania materiału tchawicy w warunkach różnie-ukierunkowanego obciążenia w podejściu makroskalowym. Warto podkreślić, że uzupełnieniem otrzymanych rezultatów przed opracowaniem konstrukcji będą badania mechaniczne poszczególnych tkanek strukturalnych. Aby zweryfikować

uzyskane wyniki należy opracowywać model numeryczny tchawicy, a także interakcji tchawicy z rurką intubacyjną.

LITERATURA

- [1] Bagnoli P., Acocella F., di Giancamillo M., Fumero R., Costantino M.L.: Finite element analysis of the mechanical behavior of preterm lamb tracheal bifurcation during total liquid ventilation, *J. Biomech*, 2013, 46, 462-469,
- [2] Brand-Saberi B., Schäfer T.: Trachea: anatomy and physiology, *Thorac Surg Clin*, 2014 24(1), 1-5,
- [3] Del Palomar A.P., Trabelsi O., Mena A., López-Villalobos J.L., Ginel A., Doblaré M.: Patient-specific models of human trachea to predict mechanical consequences of endoprosthesis implantation, *Philos. Trans. A Math. Phys. Eng. Sci.*, 2010, 368, 2881-2896,
- [4] Jiang L., Liu J., Gonzalez-Rivas D.: Thoracoscopic surgery for tracheal and carinal resection and reconstruction under spontaneous ventilation, *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2018, 155(6), 2746-2754,
- [5] Kang Y., Wang C., Qiao Y., Gu J., Zhang H., Peijs T., Kong J., Zhang G., Shi X.: Tissue-Engineered Trachea Consisting of Electrospun Patterned sc-PLA/GO- g-IL Fibrous Membranes with Antibacterial Property and 3D-Printed Skeletons with Elasticity, *Biomacromolecules*, 2019, Mar 19, article in press,
- [6] Lee J.S., Park J., Shin D.A., Ryu Y.J., Kim H.C., Lee J.C., Kwon S.K.: Characterization of the biomechanical properties of canine trachea using a customized 3D-printed apparatus, *Auris Nasus Larynx.*, 2018, 18, 30486-3,
- [7] Li D., Yin Z., Liu Y., Feng S., Liu Y., Lu F., Xu Y., Min P., Hou M., Li K., He A., Zhang W., Liu W., Zhang Y., Zhou G., Cao Y.: Regeneration of trachea graft with cartilage support, vascularization, and epithelization. *Acta Biomater*, 2019, 1742-7061,
- [8] Murphy C., Kelliher D., Davenport J.: Shape and material characteristics of the trachea in the leatherback sea turtle promote progressive collapse and reinflation during dives, *J. Exp. Biol.*, 2012, 215, 3064-3071,
- [9] Proctor D.F., The upper airways. II. The larynx and trachea *Am Rev Respir Dis*, 1977, 115, 315-342,
- [10] Roberts C.R., Rains J.K., Paré P.D., Walker D.C., Wiggs B., Bert J.L.: Ultrastructure and tensile properties of human tracheal cartilage, *J. Biomech*, 1997, 31, 81-86.

BIOMECHANICAL TESTING OF TRACHEA IN A MULTIDIRECTIONAL LOAD STATE

Abstract: Tracheal injury caused by the introduction of tubes to restore lung ventilation. Identification of mechanical parameters is necessary in order to identify changes in the pathomechanism of tissue associated with abnormal remodeling. The results of mechanical tests allowed us to develop a mathematical model of the trachea in a multidirectional load conditions. This will allow prediction of excessive local disturbances of the fields of strain and stress in the trachea wall occurring during the insertion of the tracheal tube, which so far have not yet been thoroughly investigated.

**Elżbieta MAŁECKA¹, Iga GARBOWSKA¹, Monika DYBA¹, Joanna SZOSTEK¹,
Monika BORATYN¹, Piotr WODARSKI², Jacek JURKOJC², Andrzej BIENIEK²,
Agata GUZIK-KOPYTO², Jarosław PASEK³**

¹ Wydział Fizjoterapii Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki,
ul. Mikołowska 72a, 40-001 Katowice, Poland

² Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska,
ul. Roosevelta 40, 41-800 Zabrze, Poland

³ Instytut Wychowania Fizycznego, Turystyki i Fizjoterapii, Uniwersytet im. Jana Długosza, ,
ul. Waszyngtona 4/8, 42-200 Częstochowa

ZAKRESY RUCHÓW KRĘGOSŁUPA PODCZAS TERAPII POZNAWCZO – RUCHOWEJ W PRZESTRZENI WIRTUALNEJ W REHABILITACJI PACJENTÓW Z WYBRANYMI USZKODZENIAMI OŚRODKOWEGO UKŁADU NERWOWEGO – WYNIKI WSTĘPNE

Streszczenie: Uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego (OUN) wiążą się z upośledzeniem określonych funkcji poznawczo – ruchowych w organizmie człowieka. Następstwa uszkodzenia mózgu mogą objawiać się czasową bądź trwałą niepełnosprawnością i/lub ograniczeniami neurobehawioralnymi. Poszukiwanie nowych metod diagnostyki i rehabilitacji OUN często prowadzi do wykorzystania Technologii Wirtualnej Rzeczywistości. Terapia wirtualna jest interaktywna w czasie rzeczywistym i pozwala na ruch w trzech wymiarach. Celem pracy była ocena ilościowa i jakościowa zakresów ruchomości wybranych odcinków kręgosłupa podczas wykonywania ćwiczeń ruchowo-poznawczych w wirtualnej rzeczywistości. Badania przeprowadzono z udziałem 5 osób z uszkodzeniami OUN, które poddano 2-tygodniowej rehabilitacji. Oceny terapii dokonano na podstawie zmian ruchomości poszczególnych odcinków kręgosłupa przed i po terapii. Wyniki potwierdzają nowe możliwości diagnostyczne tradycyjnej terapii połączonej z Technologią Wirtualnej Rzeczywistości.

Słowa kluczowe: fizjoterapia, uszkodzenie OUN, wirtualna rzeczywistość, neurorehabilitacja

1. WSTĘP

Uszkodzenie ośrodkowego układu nerwowego wiąże się z upośledzeniem określonych funkcji poznawczo – ruchowych w organizmie człowieka. Następstwa uszkodzenia mózgu mogą objawiać się czasową bądź trwałą niepełnosprawnością i/lub ograniczeniami neurobehawioralnymi. Ze strony narządu ruchu objawami niepełnosprawności mogą być

niedowłady, wzmożone napięcie mięśni (spastyczność), występowanie odruchów patologicznych oraz wygórowanych odruchów głębokich i klonusów [1]. Do głównych deficytów funkcji poznawczych zaliczyć należy zaburzoną zdolność przenoszenia uwagi, nieprawidłową koncentrację, nieumiejętność rozwiązywania problemów, nieumiejętność planowania, zbyt wolne przetwarzanie informacji, zaburzenia pamięci, deficyty w zakresie nabywania nowych informacji lub odtwarzania wcześniej nabytych umiejętności czy ogólne zaburzenia komunikacji werbalnej i pozawerbalnej [2,3]. Wymienionym deficytom funkcji poznawczych mogą towarzyszyć również zespoły neurologiczne adekwatne do miejsca uszkodzenia mózgu takie jak np. afazja, zespół zaniedbywania połowiczego czy depresja. Wszystkie powyższe deficyty neurologiczne wymagają prowadzenia ciągłej, kompleksowej zindywidualizowanej rehabilitacji. Aktualnie programy terapeutyczne wzbogacane są terapią wykonywaną w wirtualnej przestrzeni.

Rzeczywistość wirtualna (ang. *virtual reality* – VR) to stworzony przy pomocy technologii informatycznych obraz sztucznej rzeczywistości – przedmiotów, postaci, przestrzeni i zdarzeń istniejących jedynie w pamięci komputera. Rozwój technologii komputerowych oraz systemów informatycznych sprawia, że są one coraz częściej wykorzystywane w medycynie. Dotyczy to także rehabilitacji, gdyż w niektórych przypadkach tradycyjna terapia prowadzona u pacjentów jest często nie wystarczająca bądź mało skuteczna. Terapia wirtualna jest interaktywna w czasie rzeczywistym i pozwala na ruch w trzech wymiarach. Jej odmianą jest rzeczywistość poszerzona (ang. *augmented reality* – AR), która łączy ze sobą świat wirtualny i prawdziwy. Bazuje na kopiowaniu obrazu realnie istniejących osób, scenerii oraz zdarzeń. Wprowadza pacjenta do świata rzeczywistości wirtualnej. Systemy rzeczywistości wirtualnej pozwalają użytkownikowi na zanurzenie się w niej (ang. *immersion*), tj. sprawiają poczucie rzeczywistości świata wirtualnego, który może być bardzo zróżnicowany w zależności od używanego systemu [4].

Intensywny rozwój badań nad zastosowaniem VR w neurorehabilitacji obserwuje się od kilkunastu lat. W styczniu 2009 powołano Międzynarodowe Towarzystwo Rehabilitacji Wirtualnej – *International Society for Virtual Rehabilitation* (ISVR), którego zadaniem było stworzenie platformy porozumienia i współpracy pomiędzy inżynierami, naukowcami i klinicystami zainteresowanymi wprowadzaniem nowych technologii w rehabilitacji. Szczególnie często oceniana jest jej skuteczność w rehabilitacji neurologicznej u pacjentów po udarze mózgu, po urazach czaszkowo-mózgowych, z chorobą Parkinsona, ze stwardnieniem rozsianym, z ataksją mózdkową, dystrofią mięśniową Duchenne’a oraz zaburzeniami funkcji poznawczych. W swym założeniu rehabilitacja z wykorzystaniem VR ma pozwalać na dobieranie specyficznych zadaniowo, a przy tym atrakcyjnych form ćwiczeń, aby nabyte w warunkach sztucznych umiejętności i funkcje mogły być wykorzystywane w świecie realnym. Zaletą treningu z wykorzystaniem VR jest wysoki poziom powtarzalności ćwiczeń przy jednoczesnej różnorodności treningu, co pozwala na zmniejszenie poczucia obciążenia wysiłkiem [9,10]. Ponad 50 z zarejestrowanych od lutego 2006 roku do listopada 2016 roku badań klinicznych to badania mające na celu ocenę skuteczności wykorzystywania rzeczywistości wirtualnej w grupie chorych po udarze mózgu [11]. Terapia z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości może być stosowana jako uzupełnienie konwencjonalnej rehabilitacji złożonej z fizjoterapii i terapii zajęciowej [12,13], ale przynosi korzyści również gdy stosowana jest w odległym czasie od udaru [14].

2. CEL PRACY

Celem pracy była ocena ilościowa i jakościowa zakresów ruchomości wybranych odcinków kręgosłupa podczas wykonywania ćwiczeń ruchowo-poznawczych według zaplanowanej metodyki. Program ćwiczeń zakłada oprócz standardowej polisensorycznej

procedury leczniczej specjalne ćwiczenia z wykorzystaniem okularów 3D i przestrzeni wirtualnej.

3. MATERIAŁ I METODA BADAŃ

Badania przeprowadzono w Wojewódzkim Szpitalu Specjalistycznym nr 5 im. Św. Barbary w Sosnowcu w Oddziale Rehabilitacji Neurologicznej. W badaniu uczestniczyło 5 pacjentów (1 kobieta i 4 mężczyzn) w wieku od 41–78 lat (masa od 80-100kg) z wybranymi uszkodzeniami ośrodkowego układu nerwowego (4 pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu p2-p5 i 1 pacjent po udarze krwotocznym p1). Badanie zostało przeprowadzone po upływie od 3 do 5 miesięcy od zachorowania dla poszczególnych osób. U najmłodszego z pacjentów rozpoznano stan po krwotoku podpajęczynówkowym z syfonu lub rozwidlenia tętnicy szyjnej z przebiciem do układu komorowego. Pozostałe osoby prezentowały stan po udarze niedokrwiennym w zakresie unaczynienia tylnej, środkowej tętnicy mózgu oraz niewydolność tętnic kręgowo-podstawnych.

Badanych poddano programowi 2 tygodniowej rehabilitacji, która uwzględniała terapię neurofizjologiczną, poznawczą oraz fizykalną z dodatkowymi ćwiczeniami w wirtualnej przestrzeni. Każdy pacjent poddany był szczegółowemu badaniu przed rehabilitacją (badanie nr 1) oraz po rehabilitacji (badanie nr 2).

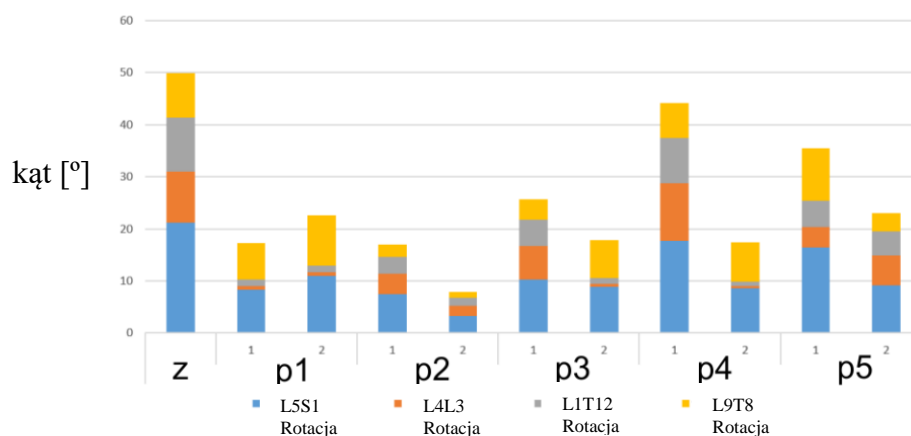
Badanie polegało na monitorowaniu swobodnej reakcji pacjenta na zadania, zawierające elementy świata wirtualnego (elementy gry komputerowej). Program treningowy został opracowany na potrzeby grupy badawczej. Pacjenci wykonywali ćwiczenia w pozycji siedzącej na krześle ze stopami opartymi na ziemi. Pacjenci wykonywali ćwiczenia w okularach Oculus DK2. Każda codzienna sesja ćwiczeniowa trwała 15 minut z ilością powtórzeń zależną od stopnia sprawności osoby badanej. Podczas sesji terapeutycznych pacjenci wykonywali ruch zgięcia, wyprost, odwiedzenia, przywiedzenia, rotacji wewnętrznej i zewnętrznej w stawie barkowym, zgięcie i wyprost w stawie łokciowym, odwracanie i nawracanie przedramienia oraz zgięcie, wyprost, odwiedzenie i przywiedzenie w stawach promieniowo-nadgarstkowych. Wszystkie wyżej wymienione ruchy wykonywane były w płaszczyźnie złożonej. Pacjenci aktywowani przez zadania ruchowe prowadzili ruch po przekątnej (diagonalnie) w górę i w dół w taki sposób, aby ruch zawsze zawierał komponentę rotacji. Według zaplanowanej metodologii pacjenci wykonywali proste czynności dnia codziennego, takie jak podlewanie wodą trawnika, znajdującego się w ich polu widzenia oraz każdorazowo w określonym czasie mieli strącić jak największą ilość drewnianych beczek ustawionych w określony sposób, za pomocą ognistych kul, które samodzielnie generowali. Beczki uszeregowane były na wznoszących się ku górze stopniach. Celne trafienie w beczkę umożliwiało wykonanie kolejnego ruchu. Ruch był wykonywany w sposób maksymalnie możliwy dla każdego z pacjentów i był uwarunkowany scenariuszem w wirtualnej rzeczywistości. Aplikacja dostosowywała scenariusz do maksymalnych możliwości pacjenta tak, że zabicie najdalszej przeciwległej beczki odbywało się kiedy pacjent wykonywał maksymalnie możliwy zasięg kończyną. Pacjent widział jedynie obraz świata wirtualnego i był maksymalnie odizolowany od środowiska zewnętrznego – od świata realnego. Pacjent obserwował na wyświetlaczu postać awatara odtwarzającego jego ruch. Wdrożenie wobec pacjentów z deficytami neurologicznymi możliwości poruszania się w wirtualnym, kontrolowanym przez nich świecie miało na celu stworzenie bezpiecznych warunków do uzupełnienia niezbędnych elementów leczenia niedowładów oraz zastosowanie modeli rehabilitacyjnych VR w warunkach pozalaboratoryjnych.

U każdego pacjenta podczas wykonywania ćwiczeń w systemie rejestrowano wielkości kinematyczne, które stanowiły wartości kątów anatomicznych dla rotacji, zgięcia i wyprost

dla następujących odcinków kręgosłupa: L5S1, L4L3, L1T12, T9T8, które są nieodzownym elementem dla ruchu kończyny górnej. Odcinki te wybrano ze względu na zastosowany system pomiarowy i zaimplementowany w nim model matematyczny, który określał ruchomość w tych partiach kręgosłupa z największą dokładnością. Podczas badania dodatkowo rejestrowano zasięg stanowiący przemieszczenie dłoni kończyny objętej niedowładem w porównaniu do kończyny zdrowej. Do rejestracji wykorzystano inercyjny system analizy firmy Yei Technology. W programie Matlab obliczono zakresy kątowe dla każdego z analizowanych ruchów. Wszystkie czynności ruchowe poddane były trzykrotnej analizie. Otrzymane wyniki porównano z wynikami grupy kontrolnej, którą stanowiły osoby zdrowe (5 osób) bez zaburzeń funkcji ruchowej w obrębie kończyn górnych i tułowia. Wyniki dla każdego pacjenta i dla grupy osób zdrowych zostały uśrednione.

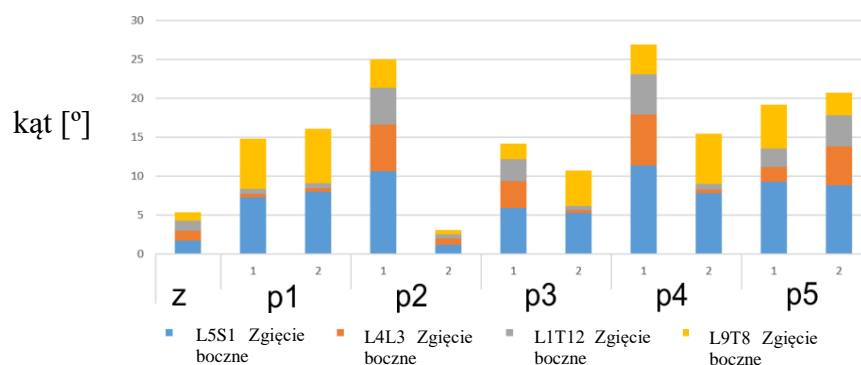
4. WYNIKI

Na rysunku 1 zamieszczono średnie zakresy kątowe rotacji w poszczególnych odcinkach kręgosłupa. W celu porównania całkowitej rotacji podczas badania wartości kątowe zostały zsumowane tak, aby sumarycznie tworzyły jedną kolumnę, która wskazuje całkowitą rotację kręgosłupa. Wyniki przedstawiono dla badanych osób w badaniu pierwszym i drugim.



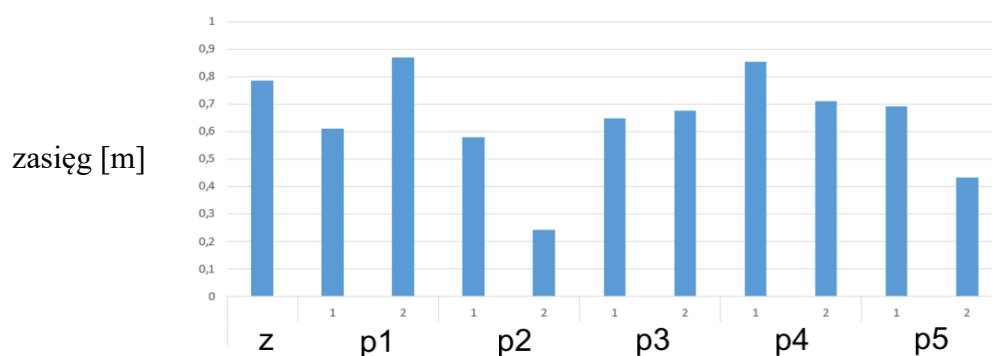
Rys. 1. Uśredniona rotacja w poszczególnych odcinkach kręgosłupa podczas badania dla poszczególnych pacjentów (p1-p5) oraz średnia dla osób zdrowych wykonujących to samo ćwiczenie (z). Wyniki w badaniu pierwszym 1 i w badaniu drugim 2.

Na rysunku 2 zamieszczono średnie wartości zgięcia bocznego w poszczególnych odcinkach kręgosłupa. Podobnie jak dla rotacji wyniki zsumowano, tak aby tworzyły jedną kolumnę.



Rys. 2. Uśrednione wartości zgięcia bocznego w poszczególnych odcinkach kręgosłupa podczas badania dla poszczególnych pacjentów (p1-p5) oraz średnia dla osób zdrowych wykonujących to samo ćwiczenie (z). Wyniki w badaniu pierwszym 1 i w badaniu drugim 2.

Rysunek 3 przedstawia uśredniony zasięg badanej osoby w trakcie badania.



Rys. 3. Uśredniony zasięg uzyskiwany podczas badania dla poszczególnych pacjentów (p1-p5) oraz średnia dla osób zdrowych wykonujących to samo ćwiczenie (z). Wyniki w badaniu pierwszym 1 i w badaniu drugim 2.

5. OMÓWIENIE WYNIKÓW

Wyniki wartości kątowych i zakresów wskazują na to, że u pacjenta P1 w drugim badaniu zaobserwowano zwiększenie zakresu ruchu w części lędźwiowej i piersiowej kręgosłupa. Pozwoliło to na zwiększenie osiągniętego zasięgu. W drugim badaniu daje to nawet większy zasięg niż u osoby zdrowej co jest efektem pożądanym w prowadzonej terapii.

U pacjenta p2 zaobserwowano w drugim badaniu zmniejszenie zakresu ruchu w kręgosłupie co skutkowało osiągnięciem znacznie mniejszego zasięgu ruchu w stawie.

Dla pacjenta p3 można zaobserwować zmniejszony zakres ruchu w środkowych odcinkach kręgosłupa, a nieznacznie zwiększony w górnym. W drugim badaniu uzyskano nieznacznie większy zakres ruchu co wskazuje na większe zakresy ruchomości w kończynie górnej przy tej samej ruchomości kręgosłupa.

U pacjenta p4 w pierwszym badaniu zakresy ruchów w kręgosłupie są zbliżone do wyników w grupie osób zdrowych. W drugim badaniu uzyskano jednak zmniejszenie zakresu ruchu w prawie wszystkich częściach kręgosłupa. Być może w pierwszym badaniu zwiększony zakres ruchu wynika przede wszystkim ze zwiększonego zakresu ruchu kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej. Zmniejszony zakres ruchu w kręgosłupie w drugim badaniu spowodował zmniejszenie zasięgu. To zmniejszenie zakresu w kręgosłupie nie

zostało skompensowane nawet przez zwiększenie zakresu zgięcia bocznego. Natomiast pozytywne jest to, że zmniejszeniu uległ zakres ruchu w płaszczyźnie czołowej.

Dla pacjenta p5 można zaobserwować zmniejszenie uzyskanego zasięgu pomiędzy badaniem drugim a pierwszym co przekłada się na zmniejszenie rotacji w poszczególnych odcinkach kręgosłupa. Ruch zgięcia bocznego uległ niewielkiej zmianie co wskazuje, że pacjent wykonywał pierwszy ruch głównie poprzez rotację kręgosłupa dzięki czemu uzyskał większy zasięg.

Na podstawie obserwacji pacjentów podczas wykonywania ćwiczeń z VR zauważono wzrost koncentracji i zaangażowania w terapię. Wzrost zaangażowania i koncentracji nie zawsze przejawiał się na wzrost efektywności prowadzonej terapii określanej na podstawie ruchomości kręgosłupa i zasięgu ruchu kończyn górnych (jak np. dla pacjenta p2 i p4). W odniesieniu do obserwacji z przeprowadzonych badań można wywnioskować, że wszyscy pacjenci wykonywali ruch, bazując przede wszystkim na ruchach w stawie ramiennym. Zakres ruchu w tym stawie był największy. Wyjątek stanowił jeden pacjent, który zaprezentował prawidłową aktywizację ruchu w obrębie tułowia, co nie było u niego możliwe do osiągnięcia poprzez standardowe ćwiczenia według metody PNF.

Podczas wykonywania ćwiczeń zgodnie z przyjętą metodyką, pacjenci wykonywali zwiększony ruch rotacji w odcinku lędźwiowym, przez co aktywizowali mięśnie wentralne, niezbędne do nauczania prawidłowych wzorców ruchowych. U wszystkich pacjentów stwierdzono duże kompensacje ruchów poprzez zginanie kręgosłupa w płaszczyźnie czołowej, co w istotny sposób aktywizowało anatomiczne taśmy funkcjonalne. Ich główną funkcją jest zwiększenie siły napędu, dzięki wydłużeniu ramienia działającej siły w poprzek ciała. Zmiany posturalne, będące wynikiem zaburzeń w obrębie tych taśm są rzadkie, natomiast istotną ich rolą jest dodatkowa siła napędowa oraz stabilizacja ciała podczas wykonywanych ruchów. Jednocześnie po osiągnięciu zadania ruchowego wyżej wymieniona taśma będzie działać jak „hamulec”, chroniąc staw barkowy przed urazem przy zaburzeniach koordynacji, prezentowanych przez pacjentów z zaburzeniami w zakresie dysfunkcji układu nerwowego.

U pacjentów po udarze mózgu finalny sukces terapeutyczny zależy od wielu ważnych czynników, ale do najistotniejszych zalicza się czas rozpoczęcia leczenia neurologicznego i rehabilitacji [5], a najlepiej terapii łączącej obydwa aspekty leczenia. Lee i wsp. udowodnili natomiast skuteczność asymetrycznego treningu z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości w przywracaniu funkcji ruchowych kończyny górnej u pacjentów po przebytych udarze [6] ze względu na trójwymiarową polisensoryczną aktywizację całych taśm anatomicznych. Według wielu najnowszych badań bardzo duży potencjał w usprawnianiu pacjentów po udarze mózgu ma także trening oparty o wielokrotne powtarzanie [7], co umożliwił zaprezentowany schemat ćwiczeń usprawniających z wykorzystaniem VR. Oprócz zmian strukturalnych duży problem dla pacjentów stanowią również zaburzenia kończyny górnej na poziomie funkcjonalnym [8], na co należy położyć największy nacisk, aby pacjent jak najszybciej wrócił do pełnej lub częściowej samodzielności.

W trakcie prowadzonej terapii poznawczo – ruchowej wykorzystującej wirtualną rzeczywistość dochodziło do efektywnej stymulacji OUN. Trening w 3D oparty był na działaniu intuicyjnym, odruchowym – niczym nie ograniczonym. Pacjent w wirtualnej rzeczywistości podczas ćwiczeń był wyizolowany spoza rozpraszających go bodźców płynących z zewnątrz. Nieograniczone możliwości dostosowania oprogramowania 3D do nauki czynności wykonywanych zgodnie z naturalnymi aktywnościami dnia codziennego przez pacjenta dodatkowo umożliwiało dozowanie optymalnej dla pacjenta progresji obciążeń treningowych. Wykorzystanie VR w celu symulacji prawdziwych sytuacji z codziennego życia wydaje się zatem szczególnie istotne przy treningu funkcji poznawczych. Pacjent otrzymuje informację zwrotną w czasie rzeczywistym, a jednocześnie nie odczuwa żadnych

fizycznych konsekwencji ewentualnych błędów, w związku z czym może czuć się bezpiecznie i lepiej skoncentrować na zadaniu.

Terapia 3D jak żadna inna dotychczas stosowana, łączyła wiele modalności biologicznych pacjenta. Pacjenci przebywający zaledwie dziesięć dni w Oddziale Rehabilitacji wielokrotnie zwracali uwagę na większą samomobilizację i większe zaangażowanie w terapię prowadzoną w systemie VR. Podobne wnioski uzyskał Bozzacchi i wsp., którzy przebadali grupę 15 zdrowych ochotników, którym monitorowano neuronalną aktywność w fazie planowania ruchu poprzez badanie ruchowych potencjałów czynnościowych kory dla prostych czynności prawdziwych i wirtualnych. Autorzy wykazali, że w fazie planowania ruchu wirtualna czynność pośrednio wykonana przez pacjenta jest bardziej podobna do analogicznej czynności wykonanej w świecie realnym. Z kolei Saposnik i wsp. opublikowali wyniki badania z udziałem 141 pacjentów po udarze niedokrwiennym mózgu u których włączono terapię VR jako uzupełnienie konwencjonalnej rehabilitacji wskazując, że w rehabilitacji ruchowej intensywność i specyficzność zadań są istotniejsze aniżeli sam ich rodzaj.

Wydaje się, że rehabilitacja wykorzystująca wirtualną rzeczywistość w niedalekiej przyszłości w połączeniu z narzędziami telemedycznymi może wpłynąć na krótszą hospitalizację pacjenta, a to ograniczy koszty leczenia i umożliwi szyby powrót pacjenta do domu.

6. WNIOSKI

Zastosowanie Technologii Wirtualnej Rzeczywistości wraz z systemami do przestrzennej analizy ruchu pozwoliła na obiektywizację oceny postępów rehabilitacji. Dla przebadanej grupy osób zdrowych nie można jednoznacznie wskazać poprawy w zakresie funkcji lokomotorycznych i ruchomości kręgosłupa.

Podczas przeprowadzonych badań, zarejestrowano zwiększony w odniesieniu do pierwszego badania ruch rotacji w odcinku lędźwiowym, co mogło być spowodowane koniecznością zrównoważenia przesuwającego się środka masy górnej części tułowia, przez co aktywizowali mięśnie wentralne, niezbędne do wyuczenia właściwych wzorców ruchów. U wszystkich pacjentów stwierdzono także kompensacje ruchów poprzez np. zgięcie boczne kręgosłupa, co w istotny sposób wpływa na aktywizację anatomicznych taśm funkcjonalnych, co w efekcie jest bardzo korzystne z punktu widzenia prowadzonej rehabilitacji.

Istnieje potrzeba przeprowadzenia badań z udziałem większej grupy osób z uszkodzeniami ośrodkowego układu nerwowego, które pozwolą określić skuteczności ich zastosowania oraz poznać dokładne mechanizmy działania interwencji z użyciem wirtualnej rzeczywistości oraz charakterystyki pacjentów odnoszących największe korzyści z takiej terapii. Technologia Wirtualnej Rzeczywistości wraz z systemami do przestrzennej analizy ruchu wydaje się być obiecującym narzędziem także w diagnostyce zaburzeń funkcji poznawczych. Możliwa jest jednoczesna ocena podstawowych parametrów ruchu jak i jego korekcja w czasie rzeczywistym.

LITERATURA

- [1] Handley A., Medcalf P., Hellier K., Dutta D.: Movement disorders after stroke. *Age and Ageing*, 2009, 38, 260-266.
- [2] Kot-Bryćko K., Pietraszkiewicz F.: Psychologia w medycynie. Część 1 – deficyty poznawcze u osób po udarze mózgu. *Medycyna Ogólna i Nauki o Zdrowiu*, 2012, Tom 18, Nr 4, 340-343.

- [3] Kot-Bryćko K., Pietraszkiewicz F.: Psychologia w medycynie. Część 2 – rehabilitacja neuropsychologiczna po udarze mózgu. *Medycyna Ogólna i Nauki o Zdrowiu*, 2012, Tom 18, Nr 4, 344-347.
- [4] Opara J., Mazurek J.[1] , Szczygieł J., Gałuszka G., Rycerski W: Rehabilitacja 2016, Zastosowanie technologii wirtualnej rzeczywistości w usprawnianiu kończyny górnej po udarze mózgu, rozdział, str: 164-173.
- [5] Ogurkowski K., Simińska J., Porzych P., Nowacka K., Hagner W., Zasady efektywnej rehabilitacji z pacjentem po udarze mózgu wg koncepcji NDT-Bobath; Wydawnictwo Tygiel; Postępowanie fizjoterapeutyczne – wybrane aspekty; Lublin 2017; 55-61.
- [6] Lee D., Lee M., Lee K., Song C. Asymmetric training using virtual reality reflection equipment and the enhancement of upper limb function in stroke patients: a randomized controlled trial. *J. Stroke Cerebrovasc. Dis.* 2014; 23(6): 1319-1326.
- [7] Mikołajewska E., Mikołajewski D. Nowoczesne rozwiązania techniczne w usprawnianiu funkcji kończyn górnych. *Ann. Acad. Med. Siles.* 2012; 66(4): 34-40.
- [8] Pop T. Ocena wpływu rehabilitacji z wykorzystaniem koncepcji Proprioceptywnego Nerwowo- Mięśniowego Torowania na poprawę funkcji kończyny górnej i dynamikę zmian w strukturach barku u chorych po udarze mózgu. Wydawnictwo Uniwersytetu Rzeszowskiego; Rzeszów 2010.
- [9] Proffitt R, Lange B. Considerations in the efficacy and effectiveness of virtual reality interventions for stroke rehabilitation: moving the field forward. *Physical Therapy* 2015; 95(3):441-8.
- [10] Salisbury D, Dahdah M, Driver S, Parsons TD, Richter KM. Virtual reality and brain computer interface in neurorehabilitation. *Proc Bayl Univ Med Cent* 2016;29(2):124-7.
- [11] www.ClinicalTrials.gov [Internet] U.S. National Institutes of Health [cited 2016 Oct 5] Available from: <https://clinicaltrials.gov/>
- [12] Shin J, Ryu H, Jang SH. A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments. *J Neuroeng Rehabil* 2014;11:32.
- [13] Saposnik G, Levin M for the Stroke Outcome Research Canada (SORCan*) Working Group. Virtual Reality in Stroke Rehabilitation - A Meta-Analysis and Implications for Clinicians. *Stroke* 2011;42(5):1380-6.
- [14] Colomer C, Llorens R, Noél E, Alcañiz M. Effect of a mixed reality-based intervention on arm, hand and finger function on chronic stroke. *J Neuroeng Rehabil* 2016;13:45.

SCOPE OF SPINE MOVEMENT DURING THE COGNITIVE – MOTOR MOVEMENT THERAPY IN VIRTUAL REALITY IN PATIENTS REHABILITATION WITH SELECTED CENTRAL NERVOUS SYSTEM DAMAGES – PRELIMINARY RESULTS

Abstract: Central nervous system (CNS) damage is associated with the impairment of certain cognitive - motor functions in the human body. The consequences of brain damage can be manifested by temporary or permanent disability and / or neurobehavioral restrictions. The search for new methods of CNS diagnostics and rehabilitation often leads to the use of Virtual Reality Technologies. Virtual therapy is interactive in real time and allows traffic in three dimensions. The aim of the study was the quantitative and qualitative assessment of ranges of mobility of selected spinal segments during exercise and cognitive exercises in virtual reality. The research was carried out with the participation of 5

people with CNS damage, which underwent 2-week rehabilitation. The assessment of therapy was made on the basis of changes in the mobility of individual spine sections before and after therapy. The results confirm the new diagnostic possibilities of traditional therapy combined with the Virtual Reality Technology.

Agata MATUSZEWSKA¹, Jakub LISZKOWSKI, Tomasz WALCZAK¹, Jacek BUŚKIEWICZ¹

¹Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania, Politechnika Poznańska, Poznań

ZASTOSOWANIE SYSTEMU ANALIZY RUCHU BTS DO OKREŚLENIA CHWILI UTRATY STABILNOŚCI

Streszczenie: W pracy przeprowadzono próbę wyznaczenia chwili utraty stabilności dla upadków z pozycji statycznej. Pozycją początkową, jaką przyjmowała osoba badana, było stanie na dwóch nogach z rękami wzdłuż tułowia. Rejestracji ruchu dokonano dzięki wykorzystaniu systemu BTS. W celu wyznaczenia chwili utraty stabilności zaproponowano i opracowano własne miary i parametry, bazujące na pomiarach wykonanych z użyciem platform dynamometrycznych oraz systemu analizy ruchu. Dla analizowanego przypadku ruchu wielkości te pozwoliły na szacunkowe wyznaczenie chwili utraty stabilności.

Słowa kluczowe: stabilność i równowaga, siły reakcji podłoża, system analizy ruchu, ryzyko upadku

1. WSTĘP

Stabilność postawy ciała człowieka jest ważnym zagadnieniem w dziedzinie medycyny i fizjoterapii, co ujęte jest w pracy [1]. W pracy tej autorzy podkreślają, że prawidłowa i precyzyjna ocena stabilności stanowi kluczową rolę podczas prowadzonej terapii ruchowej. W literaturze stabilność określana jest jako odporność ludzkiego organizmu na zakłócenia równowagi, które nazywane są czynnikami destabilizującymi. Wśród zakłóceń równowagi wymienić można zmienność środowiska, a także interakcję organizmu z otoczeniem [11, 12]. Stabilna postawa ciała jest zapewniona poprzez jej aktywną regulację przy pomocy systemu kontroli równowagi. Kontrola ta polega na pobudzeniu odpowiednich grup mięśni celem zrównoważenia czynników destabilizujących, działających na ludzki organizm, takich jak siły grawitacji, siły bezwładności oraz momenty tych sił [11]. Niestabilna postawa ciała prowadzi do wystąpienia zaburzeń równowagi, co w znacznym stopniu zwiększa ryzyko wystąpienia upadku. Określenie wrażliwości organizmu człowieka na zaburzenie równowagi, przy zachowaniu stabilnej postawy ciała jest złożonym zagadnieniem, trudnym w diagnostyce, gdyż zależy od wielu czynników. Każdy człowiek posiada inną zdolność zachowania stabilnej postawy ciała, co jest uwarunkowane w sposób genetyczny oraz środowiskowy. Również wiek pacjenta ma istotny wpływ na stabilność posturalną [11]. Badania przeprowadzone przez autorów wykazują, że u osób starszych obserwuje się gwałtowny spadek i załamanie stabilności postawy.

Kontrola stabilności u ludzi dokonywana jest w oparciu o bodźce zewnętrzne oraz sygnały sensoryczne docierające z błędnika (zlokalizowanego w uchu wewnętrznym), narządu wzroku oraz receptorów czucia głębokiego, informujących o przyjętej pozycji ciała [2, 3]. Zaburzenie któregokolwiek z wymienionych powyżej układów organizmu może prowadzić do zaburzeń stabilności. Dodatkowym czynnikiem utrudniającym szczegółową diagnostykę jest sposób, w jaki prowadzone są niektóre z testów. W pracy [1] autorzy wymieniają rodzaje badań, w których ocena stopnia zaawansowania występujących zaburzeń, czy dokładne porównanie wyników dla różnych grup pacjentów nie jest możliwe. Wśród tego typu testów wyróżnić można: próbę Romberga, test Tandema, stanie na jednej nodze z potrząsaniem głową, wyskok z oklaskami dłoni, stanie w pozycji rozkroczonej z oczami otwartymi/zamkniętymi i in.

Drugim rodzajem badań nad stabilnością są testy dające mierzalne wyniki diagnostyczne, co niesie za sobą dużo większą wartość kliniczną. Dzięki tego typu testom, możliwe jest stwierdzenie progresji zaburzeń, a także dokładna obserwacja postępu rehabilitacji. Za szeroko rozpowszechnioną i dokładną metodę badawczą autorzy pracy [4] określają posturografię, gdzie oceny stabilności dokonuje się na podstawie analizy otrzymanych zapisów graficznych przemieszczeń środka ciężkości ciała. Badania dokonuje się w pozycji stojącej, z użyciem specjalnych platform i systemu komputerowego. W artykule [4] wymienione są pozostałe ważne metody oceny stabilności. Autorzy wymieniają tutaj pomiary przemieszczenia środka masy ciała względem płaszczyzny podparcia oraz pomiar położenia COP (Center of Pressure). Punkt COP określany jest jako punkt przyłożenia siły reakcji podłoża. Dotychczasowe badania wykazały, że platformy sił nie są w stanie bezpośrednio zmierzyć położenia środka ciężkości względem płaszczyzny podparcia, natomiast po odpowiednich obliczeniach dają informację o przemieszczeniach punktu COP [4].

Autorzy pracy [13] również podają pomiary przemieszczeń punktu COP, jako jedne z ważniejszych rodzajów testów, służących ocenie stabilności w pozycji stojącej. Wśród innych metod wyróżnione są: systemy analizy ruchu, wyposażone w kamery video, czujniki akcelerometryczne oraz platformy, mierzące siły reakcji podłoża.

Celem niniejszej pracy było opracowanie kryteriów służących do oceny stopnia utraty stabilności podczas upadku z pozycji stojącej. Przeprowadzone badania są badaniami wstępnymi i stanowią podstawę do kolejnych analiz.

2. ZASTOSOWANA METODA BADAWCZA

Badania zostały przeprowadzone w Laboratorium Biomechaniki na Politechnice Poznańskiej. Rejestracji ruchu dokonano dzięki użyciu systemu BTS Motion Capture. W badaniach wykorzystano również sygnał z platform dynamometrycznych, które mierzą trzy składowe siły reakcji podłoża. Podczas prowadzonych pomiarów osoba badana stała na platformie dynamometrycznej, po czym odchyłała swe ciało do tyłu, aż do momentu utraty stabilnej pozycji ciała, co w konsekwencji doprowadzało do upadku. Dla analizowanego ruchu wykonano 15 powtórzeń.

Ważnym etapem pracy było wyznaczenie położenia środka ciężkości ludzkiego ciała, gdyż jest on podstawą do późniejszego sformułowania parametrów oceny stabilności. Do wyznaczenia położenia środków ciężkości poszczególnych fragmentów ciała człowieka posłużono się metodą Clausera [5]. W metodzie tej dane jest położenie środka masy poszczególnych części ciała wyrażone jako procent długości segmentu oraz masa segmentu określona przez procent masy całego ciała.

2.1. System pomiarowy

System BTS pozwala określić położenie markerów, które umieszcza się na ciele osoby badanej. W przeprowadzonych pomiarach wykorzystano 19 markerów, które rozmieszczono w osiach stawów tak, by możliwe było wyznaczenie środka masy metodą Clausera [5]. Zastosowany w niniejszych badaniach system BTS Smart, składa się z sześciu kamer emitujących światło podczerwone oraz ze specjalnie dedykowanego oprogramowania. Podstawowy model ludzkiego ciała, jaki stosowany jest w obliczeniach, stworzono w oprogramowaniu Smart Tracker, dzięki czemu możliwe było jego późniejsze przypisanie do markerów, używanych podczas prowadzonych pomiarów.

Kolejną częścią zastosowanego systemu pomiarowego były platformy dynamometryczne. Działanie platform jest sprzężone i zsynchronizowane z działaniem systemu BTS. Platformy sił reakcji są powszechnie stosowanym systemem diagnostyki w Polsce i na świecie. Istnieje wiele różnych publikacji [6, 7, 8, 9], w których sygnał z platform stanowi podstawowe źródło danych w badaniach stabilności i analizie ruchu człowieka. W przeprowadzonych pomiarach mierzono wartość siły reakcji podłoża wywieranej przez osobę badaną w podczas ruchu oraz punkt przyłożenia tej siły, będący punktem redukcji układu sił, względem którego pozostaje tylko pionowa składowa reakcji momentów sił.

2.2. Metoda Clausera

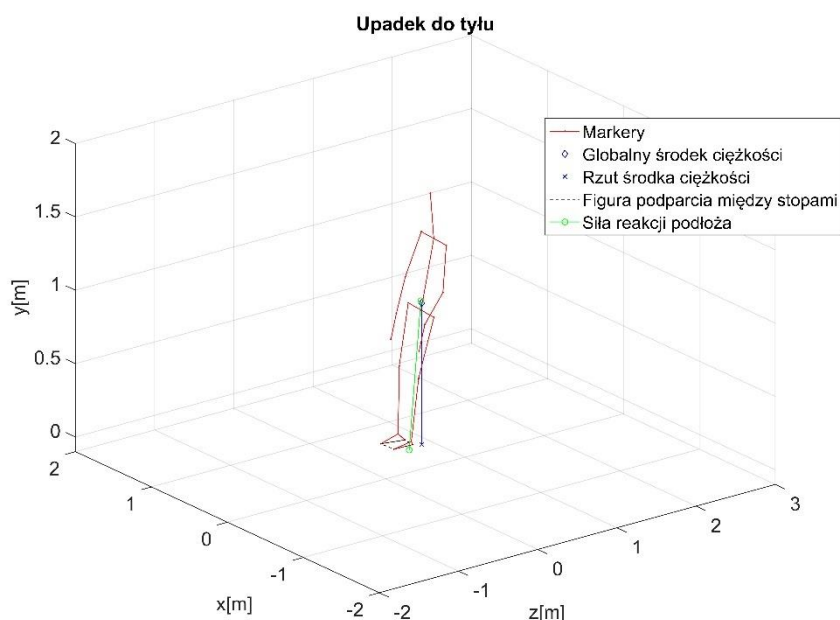
W analizie ruchu ciała człowieka wykorzystano model zbudowany z 14 segmentów, który jest powszechnie stosowanym modelem w dziedzinie biomechaniki [10]. Wyznaczono środki ciężkości poszczególnych segmentów ciała człowieka oraz masy segmentów w oparciu o metodę Clausera, ujętą w Tabeli 1. Metoda ta została opracowana dzięki badaniom na zwłokach ludzkich.

Tabela 1. Przyjęty model ludzkiego ciała, opracowanie własne na podstawie [10]

Nazwa segmentu	Początek segmentu	Koniec segmentu	Położenie środka masy [% dl. segmentu]	Masa segmentu [% masy całego ciała]
Głowa	Czubek głowy	Wyrostek drugiego kręgu szyjnego	46,6	7,3
Tułów	Wyrostek drugiego kręgu szyjnego	Spojenie łonowe	38	50,7
Ramię	Oś stawu ramiennego	Oś stawu łokciowego	51,3	2,6
Przedramię	Oś stawu łokciowego	Oś stawu promieniowo-nadgarstkowego	39	1,6
Dłoń	Oś stawu promieniowo-nadgarstkowego	Koniec III palca	48	0,7
Udo	Oś stawu biodrowego	Oś stawu kolanowego	37,2	10,3
Podudzie	Oś stawu kolanowego	Oś stawu skokowo-goleniowego	37,1	4,3
Stopa	Guz piętowy	Koniec palca I lub II	44,9	1,5

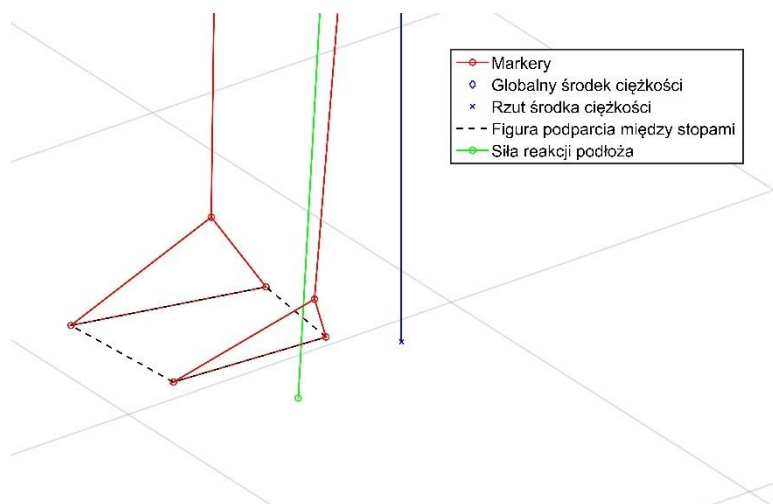
3. WYNIKI

W celu oszacowania chwili utraty stabilności wyznaczono wielkości trzech parametrów: wartości siły reakcji podłoża, odległości punktu przyłożenia siły (COP – Center of Pressure) od rzutu środka masy ciała człowieka na podłoże (GCOM – Ground Projection of the Center of Mass) oraz odległości rzutu środka masy od figury podparcia stóp. Do szacowania chwili utraty stabilności nałożono dodatkowy warunek: zakłada się, że do utraty stabilnej postawy ciała człowieka dochodzi, gdy przynajmniej jeden z czterech punktów stóp (pięta lewa, pięta prawa, paluch lewy, paluch prawy) zmieni swoje położenie względem poprzedniej klatki o 3 mm. Warunek ten został opracowany w sposób doświadczalny, przy jednoczesnej obserwacji pozycji markerów oraz sposobu ułożenia ciała badanego pacjenta. W przeprowadzonych badaniach BTS klatkę rozumie się jako daną chwilę rejestracji. Kamery rejestrują ruch markerów z częstotliwością 100 Hz, zatem krok czasowy pomiędzy jedną klatką, a drugą wynosi 0.01 s. Poniższy rysunek przedstawia położenie poszczególnych segmentów ciała osoby badanej w chwili, gdy dochodzi do utraty stabilności i rozpoczyna się upadek.



Rys. 1. Widok sceny dla nagrania nr 1

Rys.2. przedstawia zbliżenie obszaru podparcia stóp, z widocznymi markerami: pięta lewa, pięta prawa, paluch lewy, paluch prawy, gdzie wartość różnicy ich położenia w trakcie trwania ruchu determinuje chwilę utraty stabilnej postawy ciała. W obliczeniach figura podparcia została przyjęta jako czworobok, o wierzchołkach w piętach i paluchach osoby badanej. Dla każdego boku tej figury obliczana jest jego odległość od rzutu środka masy. Ostateczną wartością, wyznaczoną w oparciu o napisany skrypt jest minimalna wartość, spośród czterech wyznaczonych odległości.



Rys. 2. Zbliżenie obszaru podparcia stóp

Wszystkie obliczenia wraz z wizualizacją wyników badań zostały przeprowadzone w programie Matlab. Obliczone zostały długości segmentów ciała, a następnie środki ciężkości tych segmentów, co posłużyło do wyznaczenia środka ciężkości całego ciała. Napisany skrypt umożliwia podgląd sceny, wyświetlającej położenie markerów w przestrzeni 3D w wybranej chwili ruchu.

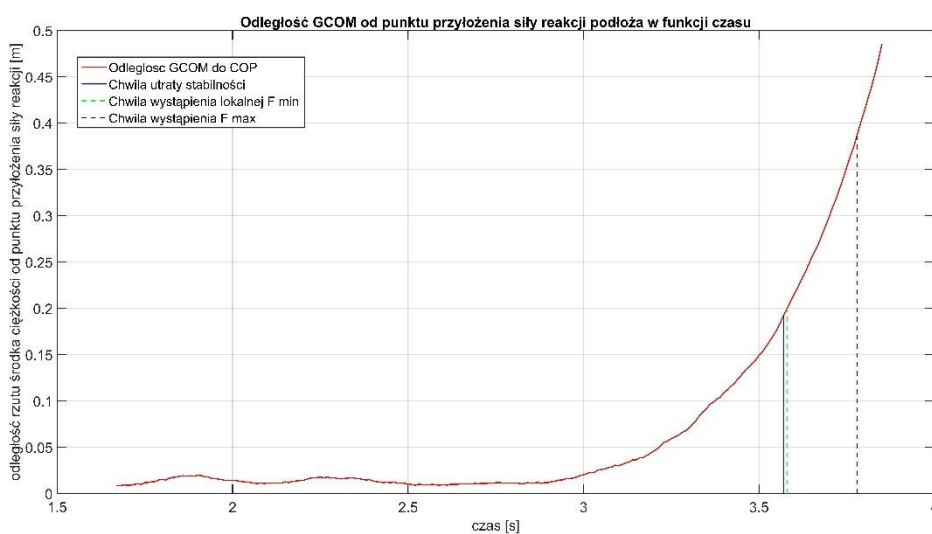
Na podstawie przeprowadzonych badań oraz napisanego programu obliczone zostały wartości wymienionych powyżej parametrów w funkcji czasu, co zilustrowane jest w postaci wykresów. Dla przykładu w pracy zamieszczono wykresy charakteryzujące nagranie nr 1. Dla analizowanego modułu siły wyznaczono maksymalną wartość siły reakcji podłoża w całym przedziale czasu oraz lokalne minimum wartości siły. Minimum lokalne jest obliczane na podstawie wyznaczonego wcześniej momentu oderwania stóp od podłoża. Wyszukiwana jest minimalna wartość siły w przedziale czasowym równym 150 ms, liczonym od momentu oderwania stóp. Poniższa tabela przedstawia wielkości, obliczone dla 15 przeprowadzonych nagrań, dla wyznaczonej chwili utraty stabilności.

Tabela 2. Wartości obliczonych parametrów

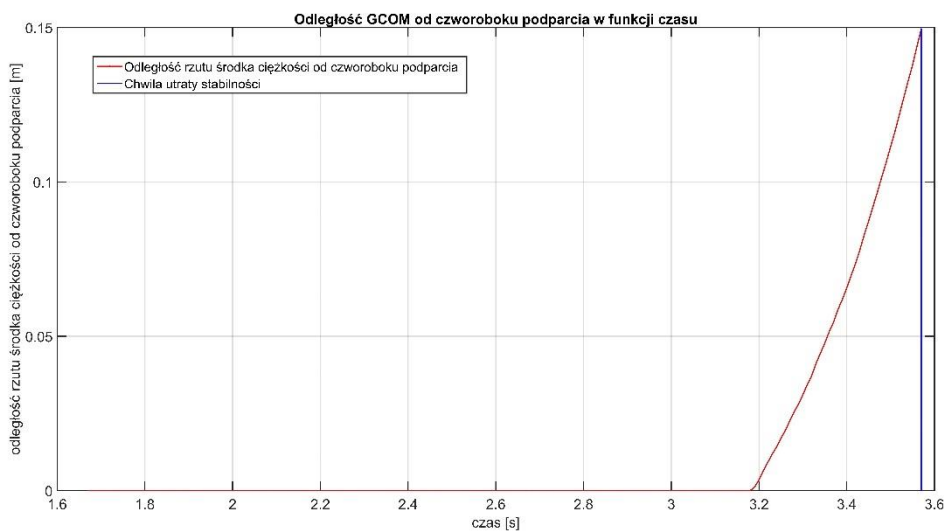
Nr nagrania	Odl. GCOM od COP [m]	Odl. GCOM od figury podparcia [m]	Max. wart. siły [N]	Min. lokalna wart. siły [N]
1	0.192	0.150	593.533	499.816
2	0.163	0.136	624.143	506.183
3	0.182	0.149	738.956	538.051
4	0.168	0.137	656.413	524.008
5	0.167	0.139	715.628	450.469
6	0.162	0.136	670.427	457.988
7	0.159	0.132	643.921	499.799
8	0.160	0.134	689.445	493.473
9	0.182	0.155	659.680	472.769
10	0.181	0.153	648.133	472.658
11	0.192	0.161	685.177	583.874
12	0.176	0.149	608.519	558.933

13	0.168	0.140	634.477	565.550
14	0.186	0.157	683.581	580.656
15	0.189	0.161	655.066	528.510
Średnia	0.175	0.146	660.473	515.516
Odch. stand.	0.012	0.010	37.357	41.892

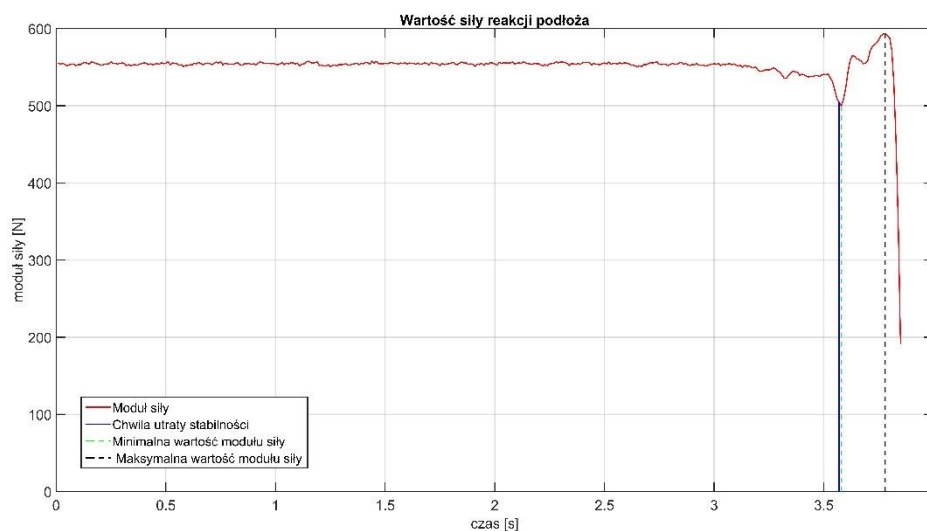
Na wykresach, zamieszczonych poniżej, przedstawione są kolejno: odległość rzutu środka ciężkości od punktu przyłożenia siły, odległość rzutu środka ciężkości od figury podparcia stóp oraz wartość siły reakcji podłoża, ze wskazaniem globalnego maksimum wartości siły oraz minimum lokalnego. Parametry te analizowane są w czasie trwania ruchu.



Rys. 3. Wartości odległości rzutu środka ciężkości ciała człowieka od punktu przyłożenia siły



Rys. 4. Wartości odległości rzutu środka ciężkości od figury podparcia stóp



Rys. 5. Wartości siły reakcji podłoża

4. WNIOSKI

Średnia wartość odległości rzutu środka ciężkości ciała człowieka od punktu przyłożenia siły reakcji wynosi 0,175 m, gdzie odchylenie standardowe wyników wynosi 0,012. Z kolei wartość średnia odległości rzutu środka ciężkości od figury podparcia stóp jest równa 0,146 m, z odchyleniem standardowym 0,010. Uzyskane wyniki dla kilkunastu przeprowadzonych prób cechują się dużą zgodnością, a ich wartości są do siebie zbliżone. Nałożony warunek różnicy 3mm w położeniu markerów stóp pomiędzy dwoma kolejnymi klatkami jest zatem odpowiednim parametrem, służącym do szacowania chwili utraty stabilnej postawy ciała dla upadków z pozycji stojącej.

Utrata stabilności rozpoczyna się w chwili, gdy wartość siły reakcji podłoża oddala się od linii bazowej siły. Ryzyko wystąpienia upadku jest związane z pojawieniem się lokalnego minimum oraz globalnego maksimum wartości siły. W niektórych przypadkach pomiędzy lokalnym minimum siły a globalnym maksimum występuje dodatkowy szczyt, gdzie funkcja osiąga swoje lokalne maksimum. Dla wszystkich przypadków szacowany moment utraty stabilności jest zbliżony do chwili, gdy wartość siły reakcji podłoża oddala się od linii bazowej osiągając swe lokalne minimum. Dla przypadku nagrania nr 1 chwile te niemal się pokrywają.

Szacowanie chwili utraty stabilności wykonano tylko dla jednego rodzaju ruchu. Celem dokładnego wyznaczenia chwili utraty stabilnej postawy ciała oraz możliwości zastosowania omówionych warunków dla innych czynności ruchowych planowane są kolejne badania, z udziałem większej liczby badanych.

LITERATURA

- [1] Kostiukow A., Rostkowska E., Samborski W.: Badanie zdolności zachowania równowagi ciała, Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie, 55, 3, 2009, s. 102-109.
- [2] Starosta W.: Motoryczne zdolności koordynacyjne, Międzynarodowe Stowarzyszenie Motoryki Sportowej, Warszawa 2003.
- [3] Starosta W.: Globalna i lokalna koordynacja ruchowa, Międzynarodowe Stowarzyszenie Motoryki Sportowej, Warszawa 2006.

- [4] Kuczyński M., Podbielska M-L., Bieć D., Paluszak A., Kręcisz K., Podstawy oceny równowagi ciała, czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć?, *Acta Bio-Optica et Informatica Medica*, Vol. 18, nr 4, s. 243-249, 2012.
- [5] Tejszerska D., Świtoński E. (red.), *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane*. Laboratorium, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.
- [6] Sung P. S., The Sensitivity of Thresholds by Ground Reaction Force and Postural Stability in Subjects With and Without Navicular Drop, *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, Vol. 57, Issue 4, p. 742-746, 2018
- [7] Hong C-Y., Guo L-Y., Song R., Nagurka M. L., Sung J-L. and Yen C-W., Assessing postural stability via the correlation patterns of vertical ground reaction force components, *Hong et al. BioMed Eng OnLine*, 2016.
- [8] Winiarski S., Rutkowska-Kucharska A., Estimated ground reaction force in normal and pathological gait, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 11, No. 1, 2009.
- [9] Clark K. P., Ryan L. J., and Weyand P. G., A general relationship links gait mechanics and running ground reaction forces, *Journal of Experimental Biology*, 2017.
- [10] Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Wydawnictwo BK, Wrocław 2006.
- [11] Błaszczak J. W., Czerwosz L., Stabilność posturalna w procesie starzenia, *Gerontologia Polska*, tom 13, nr 1, s. 25-36, 2005
- [12] Głowacka M., Fredek A., Trzaska J., Zakres maksymalnych dowolnych wychyleń środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej ludzi w różnym wieku jako miara stabilności postawy, *Zeszyty Metodyczno-Naukowe Wydawnictwa AWF w Katowicach*, nr 19, s. 99-112, 2005.
- [13] Safi K., Mohammed S., Amirat Y., Khalil M., Postural stability analysis – A review of techniques and methods for human stability assessment, published in 2017 Fourth International Conference on Advances in Biomedical Engineering

APPLICATION OF MOTION CAPTURE SYSTEM TO ASSESS HUMAN STABILITY LOSS

Abstract: Assessing of human stability loss was performed at this work in case of falls from a static position. At the beginning patient takes the starting position as standing on two legs with hands along the thorax. Human motion registration was performed by using BTS system. In order to determine the instant of human stability loss the new measures and parameters were proposed, which based on measurements from force platforms and motion analysis system. These parameters allowed to assess the instant of stability loss for analyzed motion.

Marta MAZUR¹, Adam CISZKIEWICZ¹

¹ Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

ANALIZA PRZESTRZENI ROBOCZEJ UKŁADU WIĘZADEŁ STAWU SKOKOWEGO GÓRNEGO W PŁASZCZYŹNIE STRZAŁKOWEJ I CZOŁOWEJ - BADANIA WSTĘPNE

Streszczenie: Celem pracy była analiza przestrzeni roboczej układu więzadeł stawu skokowego górnego. Na potrzeby badań przygotowano trójwymiarowy model wieloczłonowy górnego stawu skokowego, który zawierał dwa ciała sztywne: nieruchomą goleń i kości stopy. Ciała te połączone były ze sobą układem trójwymiarowych cięgien, które zastępowały więzadła. Przestrzeń roboczą stawu wyznaczono poprzez iteracyjną zmianę położenia kości stopy. Na podstawie otrzymanych wyników stwierdzono, że przestrzeń robocza górnego stawu skokowego zdeterminowana jest głównie przez geometrię więzadeł położonych po jego bocznej stronie.

Słowa kluczowe: układ wieloczłonowy, procedura numeryczna, stopa, goleń

1. WSTĘP

Górny staw skokowy jest skomplikowaną strukturą anatomiczną kończyny dolnej, wpływa na to różnorodność elementów, które go tworzą [1]. Jednym z nich są więzadła poboczne, których zadaniem jest zapewnienie ruchomości oraz stabilności stawu [2]. Węzadła te mają górne przyczepy na goleni, którą tworzą kość piszczelowa oraz strzałka, natomiast ich dolne przyczepy znajdują się na kości skokowej oraz piętowej. Ze względu na lokalizację przyczepów, więzadła można podzielić na boczne oraz przyśrodkowe. Po stronie bocznej znajdują się trzy więzadła: strzałkowo-skokowe tylne (PTFL), strzałkowo-piętowe (CFL) oraz strzałkowo-skokowe przednie (ATFL). Po stronie przyśrodkowej obecne jest więzadło trójgraniaste, które składa się z trzech pasm. Każde z pasm traktowane jest w literaturze jako niezależne więzadło. Nazwy tych więzadeł to: piszczelowo-skokowe tylne (PTTL), piszczelowo-skokowe przednie (ATTL) oraz piszczelowo-piętowe (TCL).

Modele stawów człowieka służą głównie do wspomagania procesów leczenia schorzeń stawu, wykonywania sprzętów ortotycznych czy protez, a także jako inspiracja do projektowania sztucznych stawów wykorzystywanych w robotach humanoidalnych [3-5]. Można je podzielić na dwie grupy: modele wykorzystujące metodę elementów skończonych (MES) [4-6] oraz modele wieloczłonowe [7-10].

Modele przygotowane za pomocą MES dają możliwość bardzo szczegółowej analizy układu w zakresie odkształceń i naprężeń struktur kostnych i/lub stawowych. Przykładem użycia tej metody jest model zaprezentowany w [4], który wykorzystano do analizy rozkładu naprężeń kontaktowych kości podczas chodu. W pracy [5] wzięto pod uwagę obecność

więzadeł i mięśni oraz właściwości kości, a geometrię modelu odwzorowano bazując na zdjęciach tomograficznych.

Modele wielocłonowe wykorzystywane są często do opisu stawów o dużym zakresie ruchu. Modele te różnią się pod względem złożoności. Jednakże ich cechą wspólną jest to, że posiadają sztywne segmenty, które najczęściej odwzorowują kości. Zazwyczaj uwzględnienie większej liczby ciał sztywnych zwiększa dokładność modelu, ale utrudnia analizę wyników. W [7] zamodelowano staw skokowy jako trzy sztywne segmenty. Model służył do analizy związków pomiędzy przemieszczeniami kątowymi w stawie. W [8] strukturę stawu skokowego opisano za pomocą czworoboku przegubowego. W żadnej z przedstawionych powyżej prac nie podjęto próby wyznaczenia i analizy przestrzeni roboczej stawu.

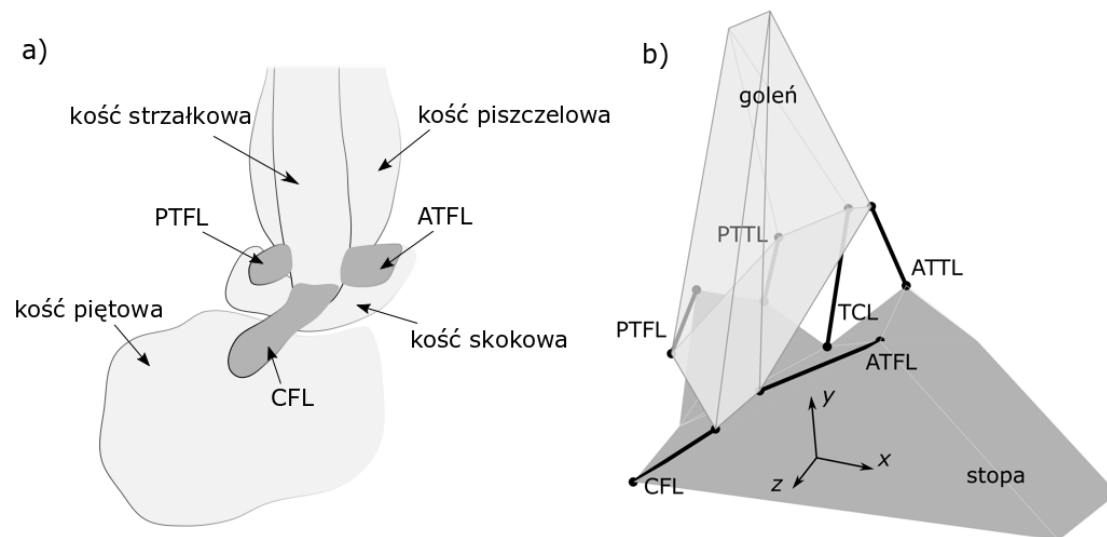
Z uwagi na powyższe, celem niniejszej pracy było wyznaczenie i analiza przestrzeni roboczej układu więzadeł górnego stawu skokowego w dwóch płaszczyznach. Wykorzystano do tego trójwymiarowy, wielocłonowy model górnego stawu skokowego, który został przygotowany na podstawie dwuwymiarowych rzutów przedstawiających staw w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej.

2. METODYKA

2.1. Model stawu

Jak wspomniano wcześniej, do wyznaczenia przestrzeni roboczej stawu skokowego, konieczne było opracowanie modelu stawu. Trójwymiarowy model składał się z dwóch ciał sztywnych, związanych układem więzadeł. Jedno ciało reprezentowało goleń, drugie kości stopy. Każdy z segmentów posiadał własny układ odniesienia. W położeniu początkowym układy te były tożsame. Założono, że goleń jest nieruchoma, natomiast stopa może zmieniać swoje położenie względem niej.

Dane do modelu przygotowano na bazie rysunków dostępnych w atlasach anatomicznych, które przedstawiały staw skokowy w płaszczyźnie strzałkowej i czołowej. Wymiary więzadeł uzyskano dzięki przeskalowaniu modelu na podstawie szerokości kości piszczelowej w przekroju widocznym na rys. 1a. Długości swobodne więzadeł obliczono na podstawie położenia neutralnego stawu - 0 stopni zgięcia grzbietowego [11]. Jest to założenie i uproszczenie, ponieważ zagadnienie wyznaczania długości swobodnych cięgien, które reprezentują więzadła, jest zadaniem trudnym dla stawu skokowego. Na ten temat powstało niewiele prac eksperymentalnych. Niemniej jednak, takie podejście stosowane było już w podobnych i uznanych modelach [8,12,13]. Dwuwymiarowy rzut stawu skokowego oraz trójwymiarową wizualizację więzadeł pokazano na rysunku 1.



Rys. 1. Staw skokowy: a) rysunek poglądowy przedstawiający staw skokowy, widok od strony zewnętrznej w płaszczyźnie strzałkowej z zaznaczonymi więzadłami strony bocznej, b) trójwymiarowy model układu więzadeł stawu skokowego

Na podstawie długości swobodnych więzadeł oraz ich dopuszczalnych odkształceń, przyjętych za [14,15], wyznaczono długości krytyczne więzadeł według:

$$l_{kryt-i} = (1.0 + \varepsilon_{max-i})l_{swob-i} \quad (1)$$

gdzie: l_{kryt-i} - długość krytyczna więzadła i , l_{swob-i} - długość swobodna więzadła i , ε_{max-i} - dopuszczalne odkształcenie więzadła i , i przyjmuje wartości ze zbioru {PTFL, CFL, ATFL, PTTL, ATTL, CTL}.

2.2. Przestrzeń robocza

Przestrzeń robocza stawu to zbiór takich położań kości stopy względem goleni, gdzie długość każdego z więzadeł nie przekracza jego długości krytycznej. Przestrzeń robocza stawu została wyznaczona poprzez iteracyjną zmianę położań stopy względem goleni w dwóch płaszczyznach - strzałkowej i czołowej. Położenie kości stopy jednoznacznie zdefiniowane było przez wektor przemieszczenia układów \mathbf{p} oraz kąty obrotu układów, na podstawie których przygotowywano macierz rotacji \mathbf{R} . W ramach tej pracy zmieniane były tylko wartości współrzędnych wektora \mathbf{p} - szczegóły zostały podane w rozdziale opisującym wyniki.

Przy każdej iteracji wektory przyczepów więzadeł do kości stopy z układu kości stopy transformowano do układu goleni wykorzystując wzór:

$$\mathbf{b}_i = \mathbf{R}\mathbf{b}_i^s + \mathbf{p} \quad (2)$$

gdzie: \mathbf{R} - macierz rotacji 3x3 zawierająca cosinusy kątów obrotu układów; \mathbf{b}_i^s - wektor przyczepu więzadła i do stopy wyrażony w jej układzie lokalnym, $\mathbf{p} = [p_x \ p_y \ p_z]^T$ - wektor przemieszczenia układów (modyfikowany w ramach wyznaczania przestrzeni roboczej). Następnie wyznaczano długość więzadła według wzoru:

$$l_i = |\mathbf{b}_i - \mathbf{a}_i| \quad (3)$$

gdzie: l_i - długość więzadła i , \mathbf{a}_i - wektor współrzędnych przyczepu więzadła i do goleni wyrażony w jej układzie odniesienia. Po podstawieniu (2) do (3):

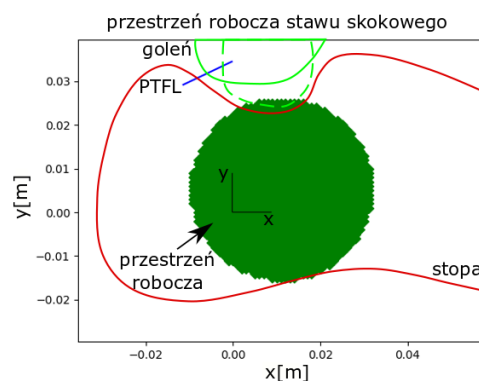
$$l_i = |Rb_i^s + p - a_i| \quad (4)$$

Jeśli otrzymane długości więzadeł były mniejsze od ich długości krytycznych, to położenie stopy było dodawane do listy dozwolonych położań. Powyższe obliczenia powtórzono dla każdego z rozpatrywanych położań stopy dla przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej oraz czołowej. Otrzymano w ten sposób wykresy przedstawiające obszary bezpiecznej pracy stawu skokowego oraz rozmiary ich powierzchni dla poszczególnych więzadeł oraz ich grup.

3. WYNIKI

3.1. Test procedury dla układu z jednym więzadłem

Test przedstawiony w tym podrozdziale został wykonany w celu zweryfikowania przygotowanej procedury numerycznej. W ramach testu wyznaczono przestrzeń roboczą układu z jednym więzadłem - PTFL - dla przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej, modyfikowane były składowe p_x i p_y wektora p . Próbkę podjęto, ponieważ dla układu z jednym więzadłem przestrzeń roboczą można wyznaczyć analitycznie. Jest to okrąg o promieniu zależnym od długości krytycznej i trójwymiarowej geometrii więzadła, przesunięty zgodnie z tym, jak umieszczony jest przyczep więzadła względem początku układu współrzędnych kości ruchomej. Wynik otrzymany numerycznie przedstawiono na rys. 2.



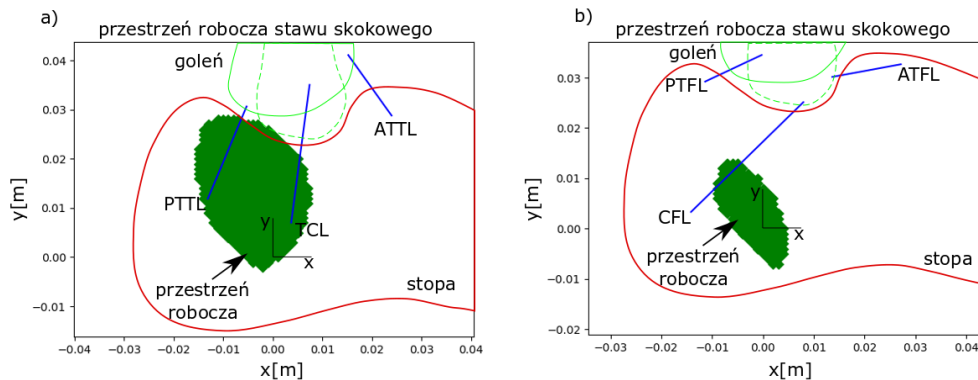
Rys. 2. Przestrzeń robocza dla wyizolowanego więzadła PTFL dla przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej

Przestrzeń robocza wyznaczona numerycznie jest okręgiem o odpowiednim promieniu. Okrąg ten jest zbiorem wszystkich położań początku układu stopy, w których długość żadnego z więzadeł nie przekracza wartości krytycznej. W ten sam sposób przygotowano wykresy dla przypadków przedstawionych w kolejnych podrozdziałach. Wynik potwierdza poprawność działania przygotowanej procedury numerycznej. W dalszych etapach badań wykorzystywany był już kompletny zbiór więzadeł.

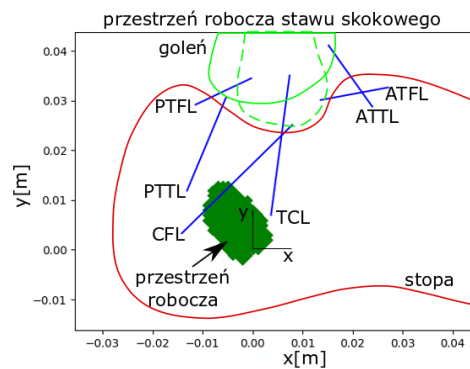
3.2. Przestrzeń robocza stawu dla przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej

Na potrzeby analizy wyników więzadła stawu skokowego podzielono na dwie grupy: więzadła od strony bocznej (PTFL, ATFL, CFL) oraz więzadła od strony przyśrodkowej (PTTL, ATTL, TNL). W tej próbie ponownie modyfikowane były składowe p_x i p_y wektora p . Otrzymane w ten sposób przestrzenie dla układów z więzadłami bocznymi oraz przyśrodkowymi przedstawiono na rysunkach 3a i 3b. Część wspólna tych przestrzeni to

przestrzeń robocza dla pełnego układu więzadeł stawu dla przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej
 - rysunek 4.



Rys. 3. Przestrzeń robocza dla przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej dla: a) układu z więzadłami od strony przyśrodkowej, b) układu z więzadłami od strony bocznej

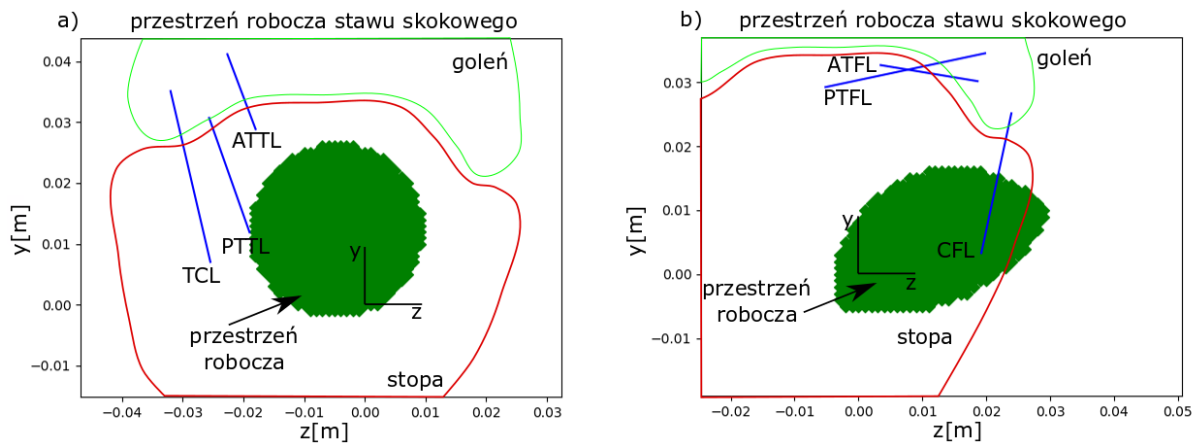


Rys. 4. Przestrzeń robocza układu więzadeł stawu skokowego dla przemieszczeń w płaszczyźnie strzałkowej

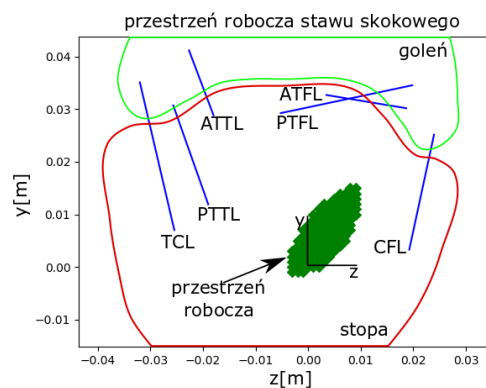
Analiza wyników przedstawionych na rysunkach 3 oraz 4 prowadzi do wniosku, że przestrzeń robocza stawu w płaszczyźnie strzałkowej zdeterminowana jest głównie przez więzadła strony bocznej.

3.3. Przestrzeń robocza dla przemieszczeń w płaszczyźnie czołowej

W ramach kolejnej analizy zbadano przestrzeń roboczą stawu dla przemieszczeń w płaszczyźnie czołowej - modyfikowane były składowe p_y i p_z wektora p . W tym przypadku ponownie podzielono więzadła na dwie grupy i wyliczono przestrzenie robocze stawu dla tych dwóch przypadków - rys. 5. Przestrzeń dla układu ze wszystkimi więzadłami przedstawiono na rys. 6.



Rys. 5. Przerznie robocza dla przemieszcze w pasczyznie czolowej dla: a) ukkladu z wiazadlami od strony przyzrodkowej, b) ukkladu z wiazadlami od strony bocznej



Rys. 6. Przerznie robocza ukkladu wiazadel stawu skokowego dla przemieszcze w pasczyznie czolowej

Podobnie jak w przypadku pasczyzny strzalkowej przerznie robocza stawu najbardziej determinuja wiazadla po stronie bocznej, co wida na rysunku 5.

3.4. Porownanie powierzchni przerznie roboczych stawu dla obu pasczyzn

Ostatnia analiza przeprowadzona w ramach tej pracy dotyczyła porownania powierzchni przerznie roboczej stawu skokowego dla pasczyzny czolowej i strzalkowej.

Tabela 1. Porownanie rozmiarow przerznie roboczych

	powierzchnia przerznie roboczej w pasczyznie strzalkowej [m ²]	powierzchnia przerznie roboczej w pasczyznie czolowej [m ²]
wiazadla boczne	0.000167	0.000529
wiazadla przyzrodkowe	0.000503	0.000731
wszystkie wiazadla	0.000027	0.000123

Analizujac wartosci podane w tabeli 1 mozna zauwazyć, ze w pasczyznie czolowej powierzchnia przerznie roboczej stawu skokowego dla ukkladu z wiazadlami bocznymi byla ponad 3-krotnie wieksza niz w przypadku pasczyzny strzalkowej, a w przypadku ukkladu ze wszystkimi wiazadlami powierzchnia ta byla ok. 6-krotnie wieksza.

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

W pracy analizowano przestrzeń roboczą stawu skokowego w zależności od płaszczyzny w jakiej został on przedstawiony. Dzięki rysunkom ilustrującym staw w pozycji neutralnej przygotowano uproszczony trójwymiarowy model stawu skokowego. Składał się on z dwóch ciał sztywnych, gdzie każde z nich posiadało swój lokalny układ współrzędnych. Korzystając z modelu, na podstawie długości krytycznych więzadeł, wyznaczano przestrzeń roboczą stawu skokowego. Długości krytyczne obliczono korzystając z dopuszczalnych odkształceń oraz z odczytanych długości swobodnych więzadeł.

Z pracy wynikają następujące wnioski:

- w przypadku obu płaszczyzn, rozmiar przestrzeni bezpiecznej pracy stawu skokowego jest zdeterminowany przez więzadła boczne;
- w przypadku obu płaszczyzn układ z wyizolowanym ATTL posiada najmniejszą przestrzeń roboczą ze wszystkich możliwych układów o jednym więzadle;
- w płaszczyźnie strzałkowej największą przestrzeń roboczą otrzymano rozważając układ z wyizolowanym CFL, a w czołowej – układ z TCL;
- z uwagi na geometrię układu więzadeł na powierzchnię przestrzeni roboczej stawu duży wpływ ma to, w której płaszczyźnie odbywają się jego przemieszczenia.

Opracowana w ramach artykułu metodyka wyznaczania przestrzeni roboczej więzadeł stawu skokowego oraz otrzymane wyniki mogą być przydatne podczas projektowania układów protez i ortez stawu skokowego, a także mechanizmów zastępczych stawu do wykorzystania w robotach humanoidalnych.

LITERATURA

- [1] Ziółkowski M. (red.): Anatomia prawidłowa człowieka, Tom I Układ ruchu, RU ZSP AM, Wrocław, 1991.
- [2] Bochenek A., Reicher M.: Anatomia Człowieka - Tom I Układ Ruchu, PZWL, Warszawa, 2010.
- [3] Ciszewicz A., Milewski G.: Ligament-based spine-segment mechanisms, Bulletin of the Polish Academy of Sciences-Technical Sciences, vol. 66(5), 2018, p.705-712.
- [4] Park S., Lee S., Yoon J., Chae S.W.: Finite element analysis of knee and ankle joint during gait based on motion analysis, Medical Engineering and Physics, vol. 63, 2005, p.33-41.
- [5] Mondal S., Ghosh R.: A numerical study on stress distribution across the ankle joint: Effects of material distribution of bone, muscle force and ligaments, Journal of Orthopaedics, vol. 14, 2017.
- [6] Ciszewicz A., Milewski G.: Path planning for minimally-invasive knee surgery using a hybrid optimization procedure, Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, vol. 21(1), 2018, p. 47-54.
- [7] Moseley L., Smith R., Hunt A., Gant R.: Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males, Clinical Biomechanics, vol.11(1), 1996, p.39-45.
- [8] Leardini A., O'Connor J.J., Catani F., Giannini S.: A geometric model of the human ankle joint, Journal of Biomechanics, vol. 32(6), 1999, p.585-591.
- [9] Ciszewicz A., Knapczyk J.: Load analysis of a patellofemoral joint by a quadriceps muscle, Acta of bioengineering and biomechanics, vol. 18(2), 2016, p.111-119.
- [10] Ciszewicz A., Milewski G.: A novel kinematic model for a functional spinal unit and a lumbar spine, Acta of bioengineering and biomechanics, vol. 18(1), 2016, p.87-95.

- [11] Sobotta J., Paulsen F., Waschke J., Jędrzejewski K., Woźniak W.: Atlas Anatomii Człowieka Ogólne Pojęcia Anatomiczne Narządy Ruchu, Edra Urban & Partner, Wrocław, 2012.
- [12] Wei F, Hunley SC, Powell JW, Haut RC: Development and validation of a computational model to study the effect of foot constraint on ankle injury due to external rotation. *Ann Biomed Eng*, vol.39(2), 2011, p.756-765.
- [13] Machado M, Flores P, Claro JCP, et al: Development of a planar multibody model of the human knee joint. *Nonlinear Dyn*, vol.60, 2010, p.459-479.
- [14] Nie B., Forman J.L., Panzer M.B., Mait A.R., Donlon J.P., Kent R.W.: Determination of the in situ mechanical behavior of ankle ligaments, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 65, 2017, p.502-512.
- [15] Siegler S.: The Mechanical Characteristics of the Collateral Ligaments of the Human Ankle Joint, *Foot & ankle*, vol.8, 1988, p.234-242.

A WORKSPACE ANALYSIS FOR A LIGAMENT SYSTEM OF AN UPPER ANKLE JOINT IN SAGITTAL AND FRONTAL PLANE - A PRELIMINARY STUDY

Abstract: The aim of this study was to analyze the workspace of a ligament system of an upper ankle joint. To facilitate this research, a spatial multibody model of an upper ankle joint was prepared. The model contained two rigid bodies corresponding to the lower leg and the foot. The bodies were connected by a system of three-dimensional cables representing the ligaments. The workspace was computed by iteratively modifying the location of the foot. The obtained results suggest that the workspace of the upper ankle joint is mostly determined by the geometry of the ligaments located on its medial side.

Katarzyna MORDAL¹, Arkadiusz SZAREK¹

¹Zakład Bioinżynierii i Obróbki Plastycznej, Instytut Technologii Mechanicznych, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Informatyki, Politechnika Częstochowska, Częstochowa

MODELOWANIE STANU NAPRĘŻEŃ I ODKSZTAŁCEŃ W KOMPOZYCIE UHMWPE – WŁÓKNO WĘGLOWE

Streszczenie: Artykuł poświęcono modelowaniu stanu naprężeń i odkształceń kompozytu UHMWPE – włókno węglowe. Część wstępna obejmuje kwestie związane z biomateriałami, kompozytami oraz właściwościami osnowy i włókien analizowanego materiału. Z kolei w części badawczej zaprezentowano zagadnienia dotyczące przygotowania modelu badanego kompozytu oraz wyniki badań z wykorzystaniem metody elementów skończonych obrazujące rozkład naprężeń i odkształceń w materiale powstający w wyniku ściskania.

Słowa kluczowe: biomateriały, kompozyty, UHMWPE, włókno węglowe, modelowanie

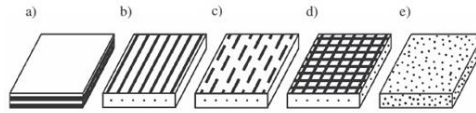
1. WPROWADZENIE

Przełom XX – XXI wieku przyniósł postęp w takich dziedzinach jak: bioinżynieria, inżynieria materiałowa czy medycyna, co było właściwie efektem niektórych negatywnych zjawisk związanych z rozwojem cywilizacyjnym (np. wzrostu liczby wypadków, różnych chorób, zwiększającej się otyłości). To przyczyniło się do powstania interdyscyplinarnych zespołów pracujących nad materiałowymi rozwiązaniami w zakresie rekonstrukcji chorych lub uszkodzonych narządów ludzkich, gdyż obecnie w tym celu stosuje się najczęściej transplantację żywych tkanek i wszczepianie sztucznych implantów. Nastąpił także dynamiczny rozwój biomateriałów, od których, obok bardzo dobrych właściwości wytrzymałościowych (np. wysoka wytrzymałość zmęczeniowa), tribologicznych (np. zużycie ściernie) i technologicznych (m.in.: łatwość obróbki i sterylizacji, niskie koszty) wymaga się przede wszystkim biogodności oraz wysokiej odporności na korozję w ustroju [12, 15].

2. KOMPOZYTY W BIOINŻYNIERII

Niekiedy metale, polimery lub bioceramika ze względu na swoje właściwości nie są w stanie sprostać oczekiwaniom dzisiejszej medycyny, stąd optymalnym rozwiązaniem (coraz częściej stosowanym) stają się kompozyty, które pozwalają świadomie kształtować pożądane parametry w stopniu niedostępnym w przypadku pozostałych typów biomateriałów. Składają się one z minimum dwóch komponentów o różnych właściwościach, które w połączeniu pozwalają uzyskać materiał o lepszych (niż w przypadku pojedynczych składników) parametrach. Kompozyt zazwyczaj zbudowany jest z fazy ciągłej – osnowy, zwanej także matrycą (polimerowej, metalowej lub ceramicznej) i fazy rozproszonej, czyli

zbrojenia (wzmocnienia) mającego postać cząsteczek (dyspersyjnych lub dużych ziaren) bądź włókien (krótkich lub długich). Matryca nadaje wyrobom pożądany kształt, utrzymując cały układ w zwartej formie, chroni wzmocnienie przed zniszczeniem i przenosi na nie obciążenia. Z kolei zbrojenie odpowiada za poprawę wytrzymałości, odporności na ścieranie i z reguły zmniejsza ryzyko powstawania i propagacji pęknięć. Ze względu na jego postać kompozyty dzielą się na: strukturalne (laminaty i wielowarstwowe), włókniste i zbrojone cząsteczkami, co przedstawia rys. 1 [2, 7, 15-16].



Rys. 1. Podział kompozytów ze względu na postać wzmocnienia: warstwowe (a), włókniste (b, c, d) i wzmacniane cząsteczkami (e) [16]

W inżynierii biomedycznej najczęściej wykorzystuje się biokompozyty na osnowie polimerowej wzmacniane cząstkami ceramicznymi, włóknami szklanymi czy węglowymi, np. PE z wypełnieniem hydroksyapatytowym (HAp) lub bioszklanym bądź kompozyty polimerowo-węglowe. Ich zastosowanie jest bardzo duże, począwszy od drenów, laparoskopów, cewników, wzierników przez soczewki kontaktowe czy sondy, a skończywszy na mających bezpośredni kontakt ze środowiskiem ustrojowym niciach chirurgicznych i klejach do klejenia tkanek [5, 15].

2.1. Polimerowe kompozyty włókniste i ich właściwości

Obecnie kompozyty wzmacniane włóknami (*FRP*) dominują na rynku materiałów kompozytowych, ponieważ wykazują najlepsze właściwości mechaniczne przy najmniejszym ciężarze. Trzeba przy tym nadmienić, że ich parametry zależą od kilku znaczących czynników. Po pierwsze są to właściwości poszczególnych faz i ich zawartość, które determinują odporność cieplną, gęstość i moduł sprężystości materiału. Przykładowo gęstość kompozytu ρ_c oblicza się ze wzoru 1, wykorzystując gęstość osnowy ρ_m , włókien ρ_f i ich objętości (V_m i V_f):

$$\rho_c = \rho_m V_m + \rho_f V_f \quad (1)$$

Z kolei moduł Younga E_c dla kompozytu obciążonego równoległe do osi włókna stanowi średnią ważoną modułów osnowy E_m i wzmocnienia E_f (2), zaś w przypadku prostopadłego obciążenia jest znacznie mniejszy (3), co wynika kolejno ze wzorów:

$$E_c = E_m V_m + E_f V_f \quad (2) \quad E_c = \frac{E_m E_f}{\rho_m V_m + \rho_f V_f} \quad (3)$$

Istotne są także parametry geometryczne zbrojenia – kształt włókien, ich rozkład, orientacja i koncentracja w osnowie oraz rozmiary. Przykładowo ich średnica powinna być nie większa niż 15 μm , gdyż w przeciwnym przypadku zwiększa się prawdopodobieństwo wystąpienia wad powierzchniowych (zarysowań i mikropęknięć). Ponadto warunkiem uzyskania optymalnych właściwości wytrzymałościowych kompozytu jest doskonałe powiązanie osnowy i zbrojenia, co zależy od zwilżalności powierzchni włókien [3, 5, 7, 13].

2.2. Osnowa kompozytu – UHMWPE

Osnowa badanego kompozytu, czyli polietylen o ultrawysokiej masie cząsteczkowej (UHMWPE), należy do grupy tworzyw częściowo krystalicznych i elastycznych. Na ogół jest to bezbarwne ciało stałe w postaci proszku, granulek lub półproduktów (arkusze, bloki, profile itp.), charakteryzujące się bardzo dobrą biotolerancją, odpornością na większość chemikaliów (z wyjątkiem np. stężonego HNO_3 i niektórych środków czyszczących) i przepuszczalnością dla tlenu, CO_2 i większości substancji zapachowych. Ponadto UHMWPE, w porównaniu z innymi gatunkami polietylenu, charakteryzuje się lepszymi właściwościami mechanicznymi i fizykochemicznymi (z których część zebrano w tabeli 1), co wynika z bardzo wysokiej masy cząsteczkowej (przekraczającej 5 mln g/mol). Jest to bowiem materiał o dobrej odporności termicznej, wytrzymałości na ścieranie, pękanie i rozciąganie, dość dobrej udarności, a także o bardzo dobrych właściwościach ślizgowych. Z kolei łatwość przetwarzania i sterylizacji oraz smarowność predysponują go do niektórych zastosowań medycznych, głównie do wytwarzania elementów ślizgowych endoprotez biodra, kolana czy rzadziej stosowanych barku, łokcia i stawu skokowego bądź implantów dysków kręgosłupa i płytek kostnych. Jednakże PE nie jest odporny na działanie czynników atmosferycznych (promieniowania UV i O_2), powodujących przyspieszoną fotooksydację, która z kolei przyczynia się do depolimeryzacji, zrywania łańcuchów i niszczenia powłok naskórka i odpowiada m.in.: za pojawianie się mikropęknięć i zwiększoną kruchość wyrobów z tworzyw. [4, 8, 10, 15]. W związku z tym UHMWPE najczęściej poddaje się modyfikacjom celem zmiany bądź nadania nowych właściwości, np. poprawy tribologicznych (w tym odporności na zużycie ściernie) i odporności na starzenie fotooksydację. Zazwyczaj dokonuje się tego poprzez sieciowanie: radiacyjne (z wykorzystaniem promieniowania UV) lub za pomocą dodatku stabilizatorów (np. witaminy E, czyli α -tokoferolu), w efekcie którego powstają wiązania poprzeczne tworzące przestrzenną sieć [1, 6, 8, 14-15].

2.3. Zbrojenie kompozytu – włókna węglowe

Zbrojenie badanego kompozytu stanowią włókna węglowe (o średnicy ok. $6\div 9\ \mu\text{m}$), które charakteryzują się dużą sztywnością i wytrzymałością, kilkukrotnie przewyższającą parametry samego węgla. Zwykle mają one postać tzw. rovingu – pasm o wielu włóknach elementarnych (filamentach), a ich wytwarzanie odbywa się z wykorzystaniem dwóch różnych prekursorów (substratów wyjściowych). Pierwsza metoda wymaga zastosowania technicznych włókien poliakrylonitrylowych PAN, które najpierw w fazie pirolizy ogrzewa się w temp. $220\div 250^\circ\text{C}$ przez 50 h, celem ich utlenienia. Następnie, w fazie karbonizacji ogrzewa w temp. 1000°C , by usunąć wszystkie składniki (oprócz węgla). Na koniec w temp. 3000°C , pod podwyższonym ciśnieniem dochodzi do krystalizacji węgla i struktura włókien upodobnia się do struktury naturalnego grafitu. Z kolei drugi, rzadko stosowany sposób oparto na rafinowanych pakach mezogenicznych, z których przedzie się włókna, poddając je kolejno stabilizacji, karbonizacji i niekiedy grafityzacji [5, 11].

Włókna węglowe są prawie w całości zbudowane z grafitu, co powoduje ich nietopliwość i odporność chemiczną. Ponadto charakteryzują się małą gęstością, wysoką wytrzymałością zmęczeniową, odpornością chemiczną, termiczną, na ścieranie i pełzanie oraz dobrą zdolnością do tłumienia drgań. Z kolei ich wysoce zorganizowana struktura zapewnia dużą wytrzymałość mechaniczną (w tym na rozciąganie) i moduł Younga (tab. 1). Jedyłą ich wadą jest słaba zdolność do połączeń z polimerami, co wynika ze słabego zwilżania przez żywice, stąd wcześniej powierzchnię włókien utlenia się i pokrywa odpowiednią preparacją zabezpieczającą przed wilgocią i pękaniem [3, 5].

Tab. 1. Właściwości UHMWPE oraz włókien węglowych, opr. własne na podst. [7-9, 11]

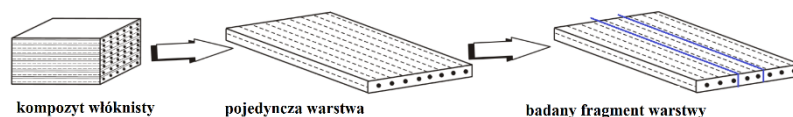
WŁAŚCIWOŚĆ	UHMWPE	WŁÓKNA WĘGLOWE	
		WYSOKOWYTRZYMAŁE (HS)	WYSOKOMODUŁOWE (HM)
Gęstość [g/cm ³]	0,93÷0,96	1,74÷1,8	1,83÷1,86
Wytrzymałość na ściskanie [MPa]	3÷21	2500÷2900	1500÷1600
Wytrzymałość na rozciąganie [MPa]	22	3400÷4500	2300÷2700
Wydłużenie przy zerwaniu [%]	>50	0,7 ÷1,2	1,6÷2,1
Moduł Younga [GPa]	0,5÷1,0	230÷270	380÷400
Krystaliczność [%]	39÷75	-	-
Współczynnik Poissona	0,4÷0,46	0,28÷0,32	0,28÷0,35

3. ANALIZA NUMERYCZNA KOMPOZYTU UHMWPE - WŁÓKNO WĘGLOWE

Analiza zjawisk zachodzących w kompozytach jest bardziej złożona niż w przypadku pozostałych typów materiałów, ponieważ wiąże się z występowaniem różnych faz i niejednorodności materiału. W związku z powyższym najczęściej modeluje się je, stosując metody analityczne bądź numeryczne. W celach dydaktycznych oraz naukowych wykonano symulacje komputerowe, gdzie badanym materiałem był kompozyt UHMWPE wzmocniony włóknami węglowymi, który może być w przyszłości wykorzystywany na komponenty endoprotez. Jednocześnie ze względu na fakt, że podczas obciążania implantów stosowanych w organizmie ludzkim największe obciążenia przenoszone są w jego warstwie wierzchniej mającej kontakt z drugim elementem endoprotezy, dokonano wstępnej analizy stanu naprężeń i odkształceń nie w pełnej objętości komponentu, a jedynie w jego wierzchniej warstwie.

3.1. Model fizyczny kompozytu. Metodyka badań.

Model fizyczny kompozytu UHMWPE wzmocnionego włóknami węglowymi ułożonymi w jednym kierunku opracowano w programie SolidWorks 2017, przy czym dla potrzeb symulacji numerycznych dokonano uproszczenia geometrii (rys. 2) – analizowano jedynie fragment warstwy badanego kompozytu, w którym włókna węglowe charakteryzowały się przekrojem kwadratowym. Grubość rozpatrywanej warstwy przyrównano do szerokości włókna węglowego zwilżonego (pokrytego) powłoką polimerową (0.2 mm). Model 3D badanego fragmentu opracowany w programie ADINA System 9.4 przedstawia rys. 3a.



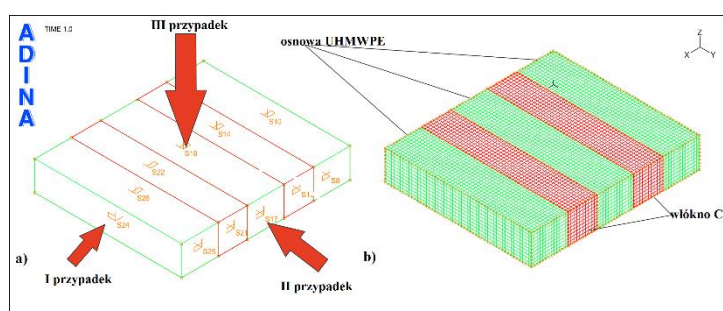
Rys. 2. Uproszczenie geometrii kompozytu włóknistego

Na podstawie analizy literatury określono parametry materiałów osnowy (UHMWPE) i włókna (CF), które scharakteryzowano jako elastyczne, izotropowe, zgodnie z tabelą 2.

Tab. 2. Parametry materiałowe UHMWPE i włókien węglowych wykorzystane w symulacji, opr. wł. na podst. tab. 1

WŁAŚCIWOŚĆ	UHMWPE	CF (HS)
Gęstość [g/mm^3]	$0,93 \cdot 10^{-3}$	$1,8 \cdot 10^{-3}$
Moduł Younga [MPa]	$0,75 \cdot 10^3$	$240 \cdot 10^3$
Współczynnik Poissona	0,43	0,285

Analizę numeryczną modelu przeprowadzono z wykorzystaniem metody elementów skończonych (MES), zadając odpowiednie warunki brzegowe (tj. umocowanie sztywne założone na jednej ze ścian) oraz obciążenie ściskające rozłożone równomiernie na powierzchni o wartości całkowitej 80N, przy czym rozpatrywane dla jego dwóch przypadków – działającego zgodnie z kierunkiem ułożenia włókien i w kierunku poprzecznym do nich (rys. 3a). Na koniec zdefiniowano typ elementów skończonych (3D Solid) i dokonano dyskretyzacji modelu warstwy kompozytu włóknistego na 29 500 elementów 8-węzłowych, co zostało pokazane na rys. 3b.

**Rys. 3. Model geometryczny (a) oraz numeryczny (b) warstwy kompozytu**

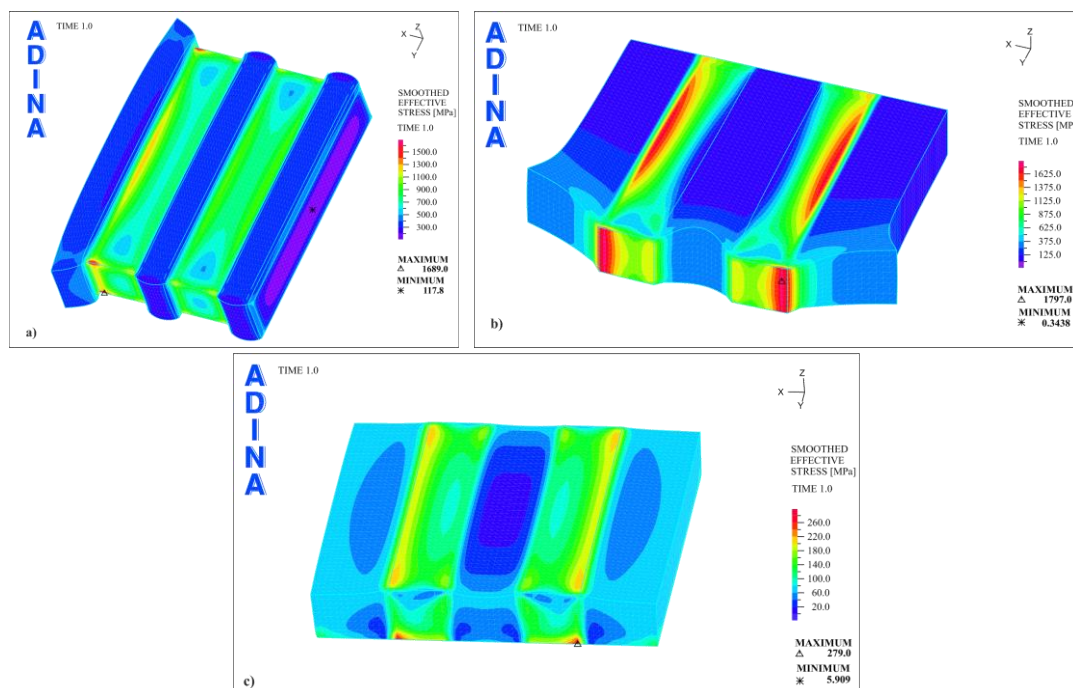
3.2. Analiza wyników

Symulacja numeryczna pozwoliła uzyskać rozkład naprężeń oraz odkształceń w warstwie kompozytu UHMWPE wzmocnionego włóknami węglowymi. Uzyskane wyniki badań numerycznych, opracowane z wykorzystaniem modułu Post-Processing programu ADINA, porównano w zależności od przyłożonego obciążenia. Analiza przeprowadzonych symulacji pozwoliła na określenie ekstremalnych wartości naprężeń i odkształceń kompozytu, co zostało zebrane w tabeli 3, przy czym dane te są pozbawione informacji na temat miejsca ich występowania oraz samych rozkładów. Na rysunkach 4÷5 pokazano przykładowe wyniki stanów naprężeń i odkształceń dla wymienionych przypadków obciążeń.

Tab. 3. Otrzymane uśrednione ekstremalne wartości naprężeń efektywnych oraz odkształceń dla badanych przypadków ściskania warstwy kompozytu UHMWPE wzmocnionego włóknami węglowymi

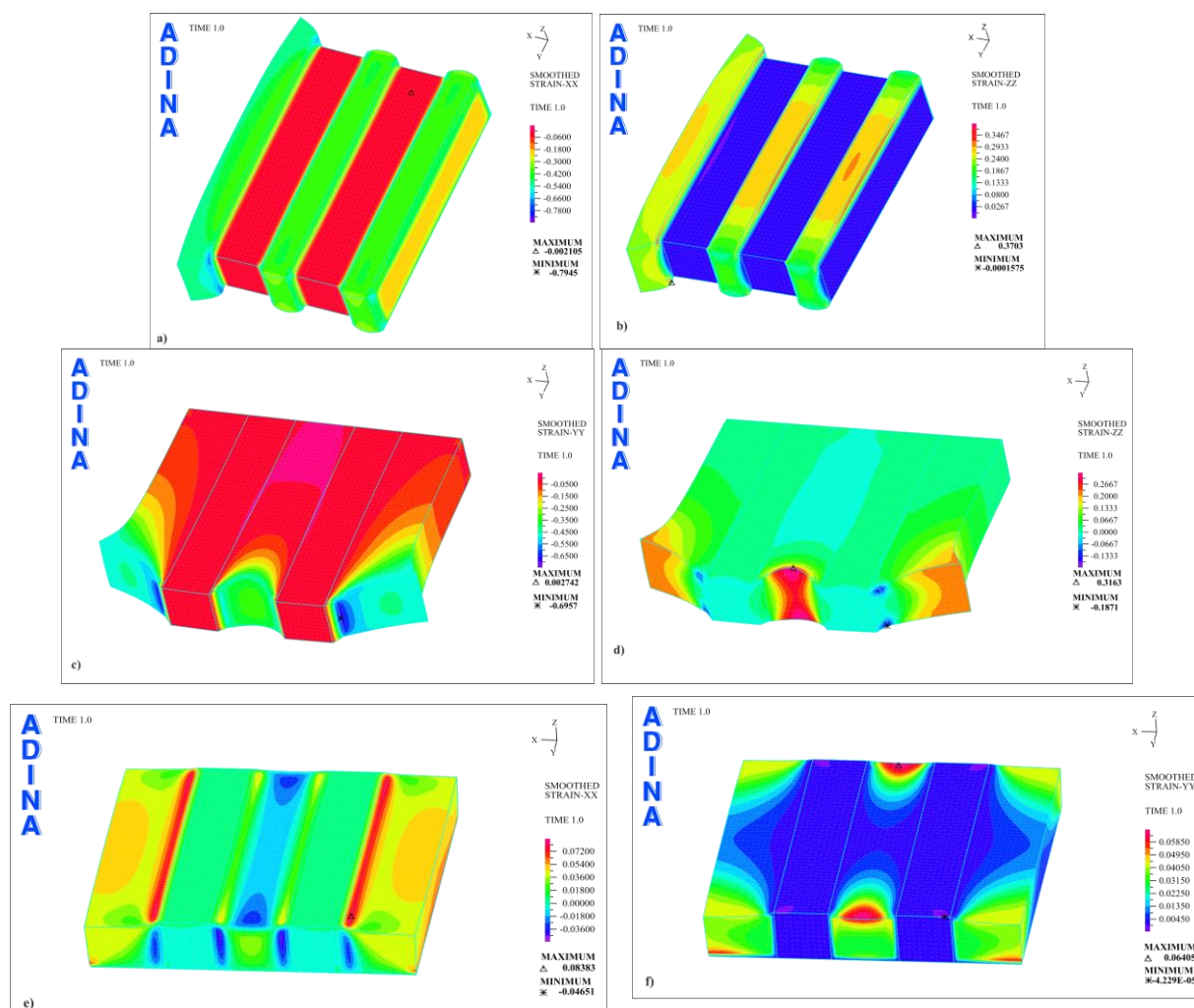
		kierunek poprzeczny do włókien (I)	kierunek równoległy do włókien (II)	kierunek poprzeczny do włókien (III)
naprężenia [MPa]	min	117,8	0,3438	5,909
	max	1689,0	1797,0	279,000
odkształcenia (Strains XX)	min	-0,7945	-0,1004	-0,04651
	max	-0,002105	0,8056	0,08383
odkształcenia (Strains YY)	min	-0,0009669	-0,6957	-4,229e-05
	max	0,3852	0,002742	0,06405
odkształcenia (Strains ZZ)	min	-0,0001575	-0,1871	-0,1576
	max	0,3703	0,3163	0,0001234

Z wyników zaprezentowanych w tabeli 3 można zauważyć, że w przypadku obciążenia przyłożonego poprzecznie do włókien (I) maksymalne wartości naprężeń są niższe niż w przypadku równoległym, przy czym dla wszystkich trzech przypadków ściskania (rys. 4), zaobserwowano, że największe naprężenia są zlokalizowane na granicach włókien z osnową, nie przekraczając wartości wytrzymałości włókien na ściskanie, gdzie dla I i II przypadku obciążania wynoszą one odpowiednio 1689 MPa i 1797 MPa, zaś w III badanym przypadku są ok. sześciokrotnie niższe i równe 279 MPa. Ponadto widać, że w osnowie kompozytu naprężenia są znacznie niższe niż w obrębie włókien węglowych. Dla przykładu w przypadku ściskania zgodnie z kierunkiem ułożenia zbrojenia (II) naprężenia w UHMWPE są o ok. 1000 MPa mniejsze od tych występujących we wzmocnieniu węglowym. Ponadto analiza deformacji dowodzi, że w wyniku obciążania maksymalne zmiany kształtu następują w obszarze UHMWPE, podczas gdy włókno węglowe pozostaje bez zmian. Mają na to wpływ skrajnie różne parametry wytrzymałościowe obu materiałów tj. moduł Younga i współczynnik Poissona. Zastosowane włókna węglowe stanowią więc swoistego rodzaju zbrojenie i nie zmieniają znacznie swojego kształtu w porównaniu do osnowy UHMWPE.



Rys. 4. Rozkład naprężeń w kompozycie UHMWPE wzmocnionego włóknami węglowymi przy obciążeniu ściskającym: a- I przypadek, b- II przypadek, c- III przypadek

Wyniki dotyczące odkształceń (XX -, YY -, ZZ -*Strains*) kompozytu UHMWPE wzmocnionego włóknami węglowymi wskazują, że zarówno w przypadku obciążania działającego poprzecznie do włókien, jak i zgodnie z kierunkiem ich ułożenia największe wartości tych parametrów występują w osnowie kompozytu (rys. 5). Dla przykładu, w pierwszym przypadku ściskania odkształcenia matrycy UHMWPE w kierunku x oraz z wynoszą odpowiednio ok. $-0,1$ i $\sim 0,37$, podczas gdy włókna węglowe charakteryzują się nieznacznymi wartościami tych parametrów ($\epsilon_{xx} = -0,002$ i $\epsilon_{zz} = 0,0005$). Podobnie jest w II i III badanym przypadku obciążenia, gdzie odkształcenia wzmocnienia węglowego są praktycznie zerowe, co widać na rys. 5c – 5f.



Rys. 5. Rozkład odkształceń badanego kompozytu przy I (a, b) II (c, d) i III (e, f) przypadku obciążenia

4. PODSUMOWANIE

Badania numeryczne warstwy kompozytu UHMWPE wzmocnionego włóknami węglowymi przy obciążaniu zgodnie z kierunkiem ułożenia włókien, jak i poprzecznie do niego, umożliwiły wizualizację rozkładu naprężeń i odkształceń w tym materiale. Analizowane przykłady pokazały, że największe naprężenia występują na granicach włókien z osnową, a silne ich spiętrzenia w otoczeniu ich końców, co potwierdziło znaczną różnicę modułów Younga obu materiałów. Poza tym badania pokazały, że największe odkształcenia były zlokalizowane w matrycy UHMWPE, zaś włókna nieznacznie zmieniały swój kształt.

Przeprowadzone symulacje numeryczne pozwolą na opracowanie kompozytowych modeli fizycznych, które poddane zostaną badaniom doświadczalnym. Stanowią bazę informacji do dalszych badań związanych z modelowaniem wielowarstwowych kompozytów UHMWPE z włóknami węglowymi, różniących się między sobą cechami geometrycznymi (orientacją, rozkładem i koncentracją wzmocnienia) i materiałowymi. Analiza wstępnie przeprowadzonych symulacji pozwala bowiem założyć, że w dalszej perspektywie kompozyt UHMWPE wzmocniony włóknami węglowymi może znaleźć zastosowanie na elementy endoprotez stawowych, w których przenoszenie naprężeń i odkształceń będzie mieć miejsce w całej objętości implantu, co może wpłynąć na wydłużenie czasu eksploatacji kompozytowych elementów sztucznych stawów człowieka.

LITERATURA

- [1] Bladen C.L. et al.: Analysis of wear, wear particles and reduced inflammatory potential of vitamin E ultrahigh-molecular-weight polyethylene for use in total joint replacement, *Journal of Biomedical Material Research Part B: Applied Biomaterials*, vol. 101B (3), 2013, p. 458-466.
- [2] Boczkowska A., Krzesiński G., *Kompozyty i techniki ich wytwarzania*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2016.
- [3] Chukov D.I. et al.: Surface modification of carbon fibres and its effect on the fiber-matrix interaction of UHMWPE based composites. *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 586, 2014, p. 459-463.
- [4] Czaja K.: *Poliolefiny*. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 2005.
- [5] Fejdyś M., Łandwajt M.: Włókna techniczne wzmacniające materiały kompozytowe. „*Techniczne Wyroby Włókiennicze*”, nr 1/2, 2010, s. 12-22.
- [6] Gigante A. et al.: Effectiveness of Vitamin-E-Doped Polyethylene in Joint Replacement: A Literature Review, *Journal of Functional Biomaterials*, vol. 6, 2015, p. 889-900.
- [7] Kaczorowski M., Krzyńska A.: *Konstrukcyjne materiały metalowe, ceramiczne i kompozytowe*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2008.
- [8] Kurtz S.: *UHMWPE Biomaterials Handbook*. Third Edition. Elsevier Inc., USA 2016.
- [9] Mayer P., Kaczmar J.: Właściwości i zastosowania włókien szklanych i węglowych. „*Tworzywa sztuczne i chemia*”, nr 6, 2008, s. 52-56.
- [10] Malito L. G. et al.: Material properties of ultra-high molecular weight polyethylene: Comparison of tension, compression, nanomechanics and microstructure across clinical formulations, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 83, 2018, p. 9-19.
- [11] Newcomb B.: Processing, structure and properties of carbon fibres. *Composites: Part A*, vol. 91, 2016, p. 262-282.
- [12] Nowacki J, Dobrzański L., Gustavo F.: *Biomateriały w konstrukcji implantów*, [w:] *Implanty śródszpikowe w osteosyntezie kości długich*. International OCSCO World Press, Gliwice 2018, s. 52-62.
- [13] Oczóś K.E., *Kompozyty włókniste - właściwości, zastosowanie, obróbka ubytkowa*. „*Mechanik*”, nr 7, 2008, s. 578-592.
- [14] Podrez-Radziszewska M., Głuszewski W.: Radiacyjna modyfikacja polietylenowych implantów chirurgicznych. „*Współczesna Onkologia*”, nr 9(8), 2005, s. 365-367.
- [15] Szarek A.: *Biomechaniczne i biomateriałowe determinanty aseptycznego obluźniania endoprotez stawu biodrowego*. Wyd. Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2015.
- [16] Woźniak D., Kukielka L., *Kompozyty w technice w aspektach materiałów nowej generacji*. „*Autobusy: technika, eksploatacja, systemy transportowe*”, nr 6(15), 2014, s. 292-296.

MODELING OF STRESS AND DEFORMATION STATE IN UHMWPE – CARBON FIBRE COMPOSITE

Abstract: The article is devoted to modeling the state of stresses and strains for composite UHMWPE – carbon fiber. The introductory part covers issues related to biomaterials, composites and properties of matrix and fibers of analyzed material. In turn, the research part presents issues regarding the preparation of the model of the tested composite and the results of computer simulations, carried out in the ADINA program, illustrating the distribution of stresses and strains of the material resulting from compression.

Jakub PELIŃSKI¹, Mariusz PTAK²

¹Faculty of Mechanical Engineering, Wrocław University of Science and Technology, Wrocław, contact email: jakubpelinski@gmail.com

²Department of Machine Design and Testing, Wrocław University of Science and Technology, Wrocław, contact email: mariusz.ptak@pwr.edu.pl

APPROACH TO VERIFICATION OF A ROLL CAGE SURVIVAL SPACE WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

Abstract: In the study, the extensive validation of the original project of roll cage construction designed according to FIA standards is presented. In order to test the impact protection of the vehicle occupant site the verification of survival space was performed. For that purpose, a standardized manikin was utilized. The crashworthiness of the structure was examined by means of Finite Elements discrete model over a number of dynamic explicit simulations. The roll cage was in particularly designed for the passenger car. The important finding from the study is the need for additional side impact energy absorption ability of the cage.

Keywords: design of roll cage, FEM, dynamic simulation, crash test, explicit

1. INTRODUCTION

Safety equipment remains invaluable in today's motorsport. High severity of rally accidents forced to undertake thorough research for the sake of improving the safety in racing vehicles. There exists an ongoing trend in inventing and testing of new crashworthy materials, seats improvements, interior design adaptations as well as roll cage constructions [1].



Fig. 10. Destroyed Mitsubishi Lancer Evolution during Pikes Peak Hill climb 2012 [2]

Jeremy Foley's famous crash during Pikes Peak International Hill Climb (Fig. 10) was the inspiration to investigate the last-mentioned case – construction of roll cages. This kind of

safety structure consists of a number of steel tubes welded together. The assembly is then not only welded, but also bolted to the chassis. Additionally, using this kind of connection significantly increases rigidity of the vehicle.

There are published many articles addressing the issue of roll cage crashworthiness utilizing FIA standards and aimed mainly at side structure energy-absorbing capability [3]. Nevertheless, majority of papers presents static analyses, such as quasi-static loading of the main hoop [4]. The minor part containing the dynamic analysis covers only a single side impact scenario which includes the collision with pole or tree [5]. Nevertheless none of them include verification of vehicles occupant survival space.

2. MATERIALS AND METHODS

The article presents the analysis a construction designed by the Authors according to FIA standards [6]. The dynamic analysis was selected to reflect real accident scenarios. Also, the driver's survival space was investigated whether interrupted during the performed crashes. For this purpose, a standardized manikin has been introduced into the simulations. General shape and dimensions of the used test dummy are according to Official Journal of the European Union for Commercial Vehicles Crash Testing [7]. The lack of complexity of the dummy is explained by the fact that it was used only to verify the survival space. The extensive biomechanics study was redundant for the studied case.

2.1. Geometric model of the roll cage

The paper presents the design of a custom roll cage utilizing combination of reverse engineering as well as traditional means of engineering design. On the basis of 3D lasers scan of the vehicle (Fig. 11) as well as technical documentation a geometric model of roll cage has been designed by the Authors (Fig. 12).

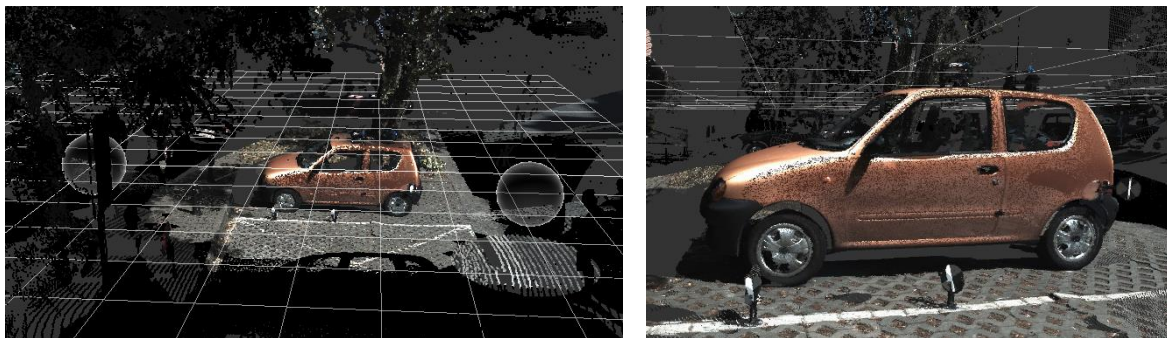


Fig. 11. Full view of scanned Fiat Seicento and its surroundings and magnified view of the car

The standard according to which the structure is designed allows for the choice of pipes dimensions and formed intersections as well as types of reinforcements. For the roll cage investigated in this paper the choice of tubing diameter was the following: for the main and front hoop $\text{Ø } 50 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ and for the other pipes $\text{Ø } 40 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$.

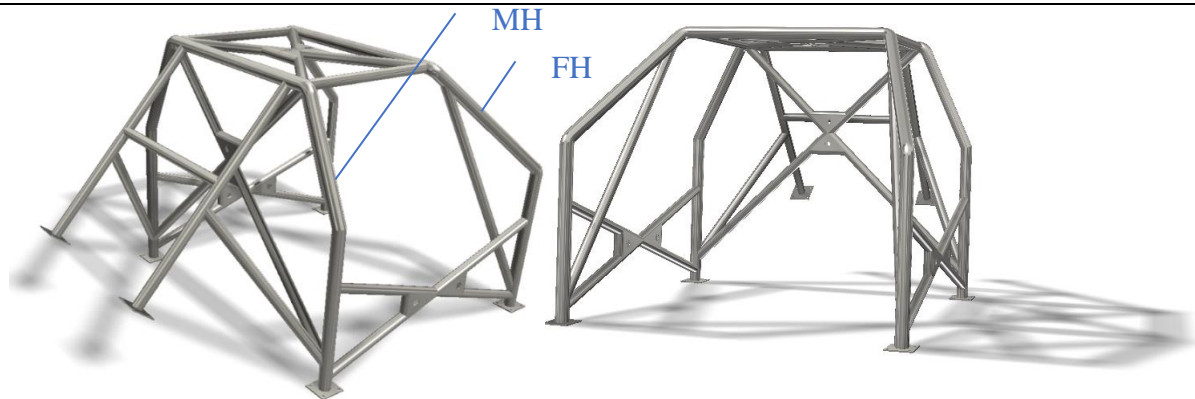


Fig. 12. 3D model of the roll cage with indicated main hoop (MH) and front hoop (FH)

Moreover, the self-prepared model of manikin was also introduced to all simulations. Both models have been subsequently discretized (Fig. 13). In order to save the computation time 2D shell elements were employed [8].

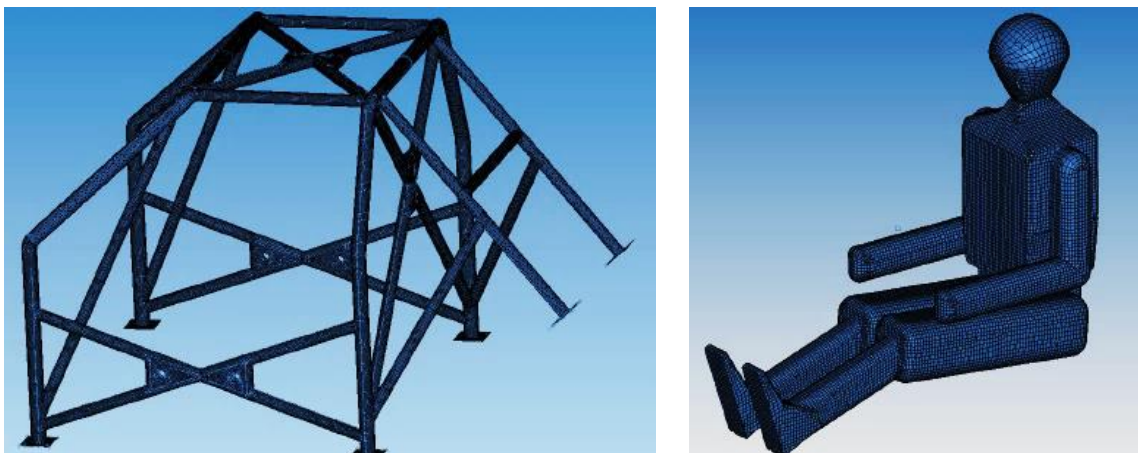


Fig. 13. Discrete models of roll cage and dummy

Model discretization was under particular focus since the explicit solver was utilized for all the simulations. The use of the explicit solver requires fulfillment of the Courant-Friedrichs-Lewy condition which emphasizes the importance of mesh size as it influences the computational time [9].

Accordingly, the average size of applied mesh was set to be 5 mm which resulted in the mesh consisted of 123948 and 25277 elements for roll cage and dummy respectively. Nevertheless, the quality of the manikin's mesh was negligible, due to the fact that its deformation was not examined. Figure 3 presents the meshed models.

Table 4. Mechanical properties of S355JR steel grade according to DIN EN 10 025 (1994-03-00) [10]

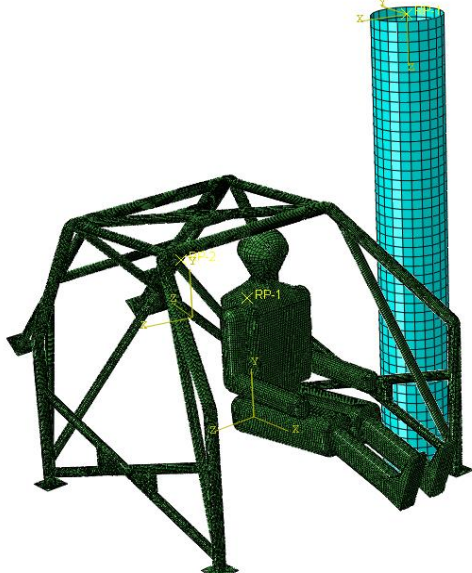

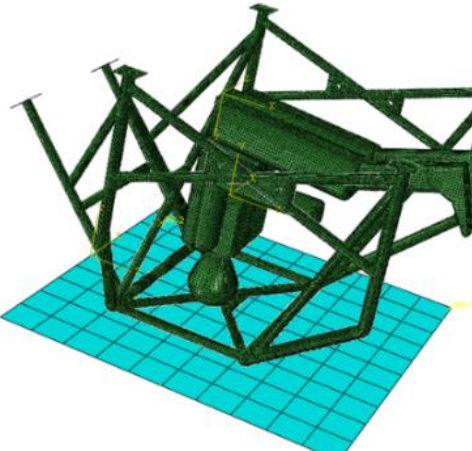
Material	Type	R _m [MPa]	R _e [MPa]
S355JR	Steel	510	355

The material assigned to the roll cage structure was S355JR steel. Not only does it offer high weldability (Carbon Equivalent Value ≤ 0.45 [10]), but also satisfactory tensile and yield properties. Table 4 presents the selected mechanical properties of S355JR grade. The investigated discrete model does not include welded joints representation. The model is a macro scale one, therefore it does not recreate all real loading conditions.

2.2. Simulation boundary conditions

The study contains three different accident scenarios (Table 5). Two of them verify the side impact protection offered by the structure. During the last one, the cage is subjected to a roof collision.

Table 5. Simulation setup description

Setup name	Short description	Illustration
Side impact – pole (Setup A)	<p>Collision with a pole</p> <p>The rigid pole of 254 mm diameter.</p> <p>The cage sideways velocity set to 8.8 m/s.</p> <p>The angle between the direction of motion of the cage and its longitudinal centerline equal to 75°.</p>	
Side impact – wall (Setup B)	<p>Collision with a wall</p> <p>The rectangular wall of 1500 mm width and 500 mm height.</p> <p>The crash proceeded at velocity equal to 13.3 m/s.</p>	
Roof impact (Setup C)	<p>Collision with ground</p> <p>The initial vertical velocity of cage equals to 8.8 m/s.</p>	

3. RESULTS

The results of the simulations setups described in the Table 5 are displayed in the Table 6. The pictures were chosen to ensure the overall view of the simulation in general as well as detailed manner.

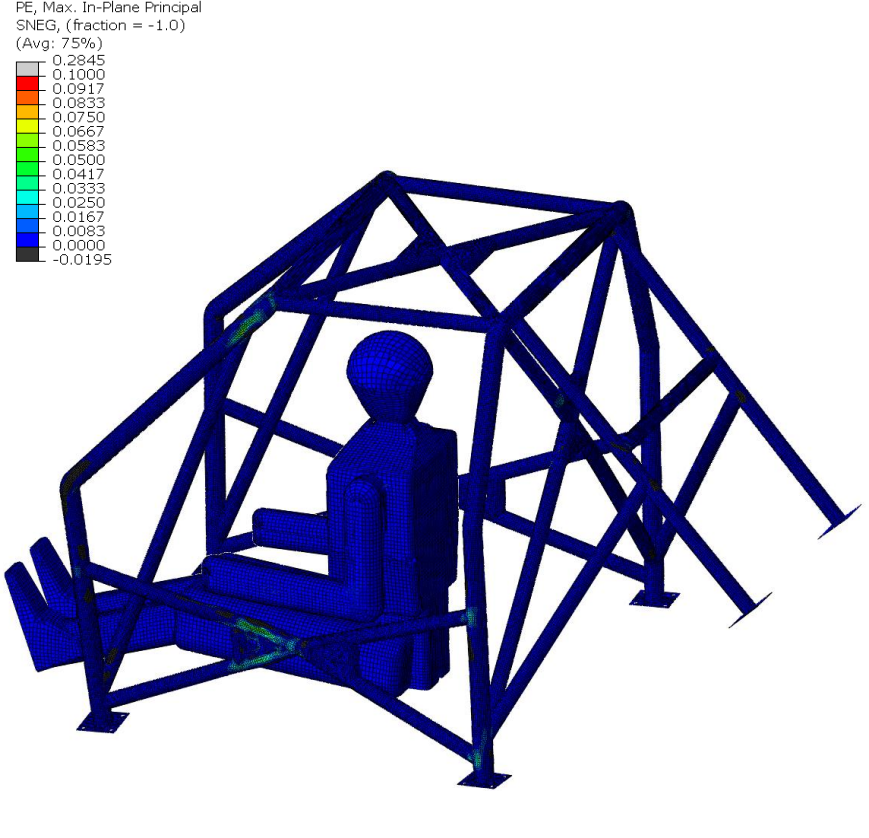

During the course of the first simulation (Setup A: side impact – pole) the side reinforcements become deflected up to the point they get in contact with the manikin. The dummy is hit by the side pipes in its left arm. Also, plastic strain of the structure can be witnessed during this crash scenario.

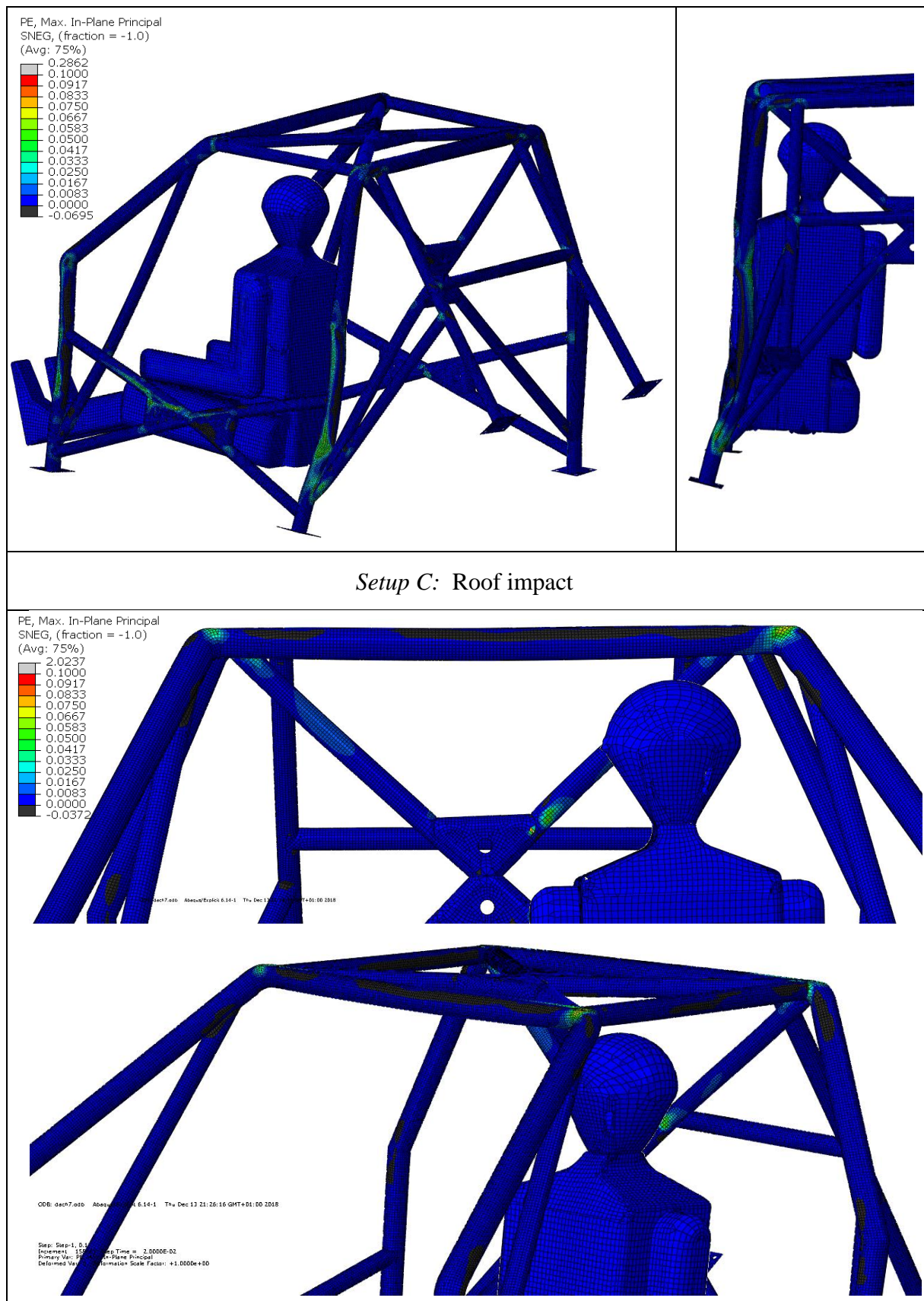
During this second crash test simulation (Setup B: side impact about the wall), the manikin survival space not only is interrupted by the piping, but also by the wall. Graphical representation is given below. Plastic strain is also observed during the second side impact. The manikin is also hit in the left arm, as for the pole collision scenario.

During the roof impact the survival space of the dummy remained intact. Setup C in Table 6 depicts the effect of the crash. As shown, the yield point of the S355 steel grade is exceeded only locally.

The last scenario shows satisfactory results. The cage withstands the load occurring during the roof impact with the velocity equal 8.8 m/s. A remark can be made that the cage would also withstand the load occurring during a rollover.

Table 6. Simulation results, plastic strain presentations [mm/mm]

General view	Detailed view
<i>Setup A: Side impact – pole</i>	
 <p>PE, Max. In-Plane Principal SNEG, (fraction = -1.0) (Avg: 75%)</p> <ul style="list-style-type: none"> 0.2845 0.1000 0.0917 0.0833 0.0750 0.0667 0.0583 0.0500 0.0417 0.0333 0.0250 0.0167 0.0083 0.0000 -0.0195 	
<i>Setup B: Side impact – wall</i>	



3.1. Energy conversion

Every performed simulation was stable, namely the decrease of kinetic energy is proportional to the increase of internal energy (phase A and B). The occurrence of kinetic

energy in phase C is due to the fact that the structure was bounced off the immovable object. the absolute value of the difference between internal and kinetic energy remained constant. Total energy, however stayed the same. Figure 14 displays the energy vs time exemplary graph for the pole side impact in particular. The graphs for all the remaining simulations were very similar. Energy transformation can be divided into 3 following stages set according to the moment of impact: A – before the impact, B – during impact, C – after the impact.

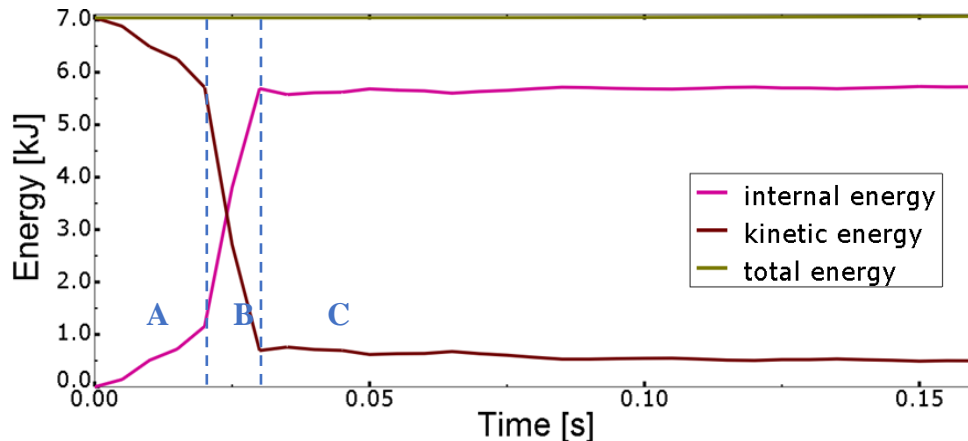


Figure 14. Energy vs time graph for the side impact against pole

4. CONCLUSIONS

Literature overview focused at the statistics of motorsport accidents helped to locate the weak spots of the roll cage structure. The gathered information directly indicated the course of performed research.

The tests confirm the already existing research concerning side impact protection system in rally cars. The roll cage has been designed according to the FIA standards, however the protection of the vehicle occupant is not sufficient. The structure significantly reduces the risk of fatal injuries, but does not eliminate serious ones. Current design of the door bars subjected to the combined loads during the side impact has very low energy absorption ability. The distance between the driver and the exterior object during a crash is approximately 200 mm. The kinetic energy has to be dissipated over this distance, which is a very challenging task to accomplish.

The dynamic tests have proven that the cage designed according to current standards does not withstand loads occurring during both investigated side impacts. There is visible interruption of manikin survival space in 2 out of 3 cases. The vehicle occupant remains intact only in the roof impact simulation. The easiest and most available alteration of the structure is the change of steel grade used for the cage tubing. Implementation of steel with higher yield point than S355 will undoubtedly reduce the deformations occurring in the structure.

The direction of research should be focused on development areas such as chassis or implementation of energy absorbers. Adding new members to the door-bar structure or increasing their cross-section area is not a satisfactory idea. This solution will increase the structure's weight dramatically, substantially hindering the vehicle performance.

ACKNOWLEDGEMENT

The Authors acknowledge financial support by Dean Full Professor Tomasz Nowakowski, PhD, DSc, Eng and Vice-Dean for General Affairs Associate Professor of WUST Celina Pezowicz, PhD, DSc, Eng.

LITERATURE

- [1] Nassiopoulos E., Njuguna J.: An assessment of the side impact protection systems (SIPS) for racing drivers in motorsport rallying championships, no. October, 2013.
- [2] Evolutionm – Mistubishi Enthusiast Network “Pikes Peak Evo, 2010 Edition” <https://www.evolutionm.net> (16.02.2019).
- [3] Njuguna J., The application of energy-absorbing structures on side impact protection systems, International Journal of Computer Applications in Technology, vol. 40, no. 4, pp. 280-287, 2011.
- [4] Pavlovic A., Zivkovic M., Roll cage design and validation for a rally vehicle, FME Transactions, vol. 44, pp. 398-404, 2016.
- [5] Nassiopoulos E., Njuguna M., Finite element dynamic simulation of whole rallying car structure: Towards better understanding of structural dynamics during side impacts, 8th European LS-DYNA® Users Conference, Strasbourg, 23-24 May 2011.
- [6] Załącznik „J” - Wyposażenie bezpieczeństwa (Grupa N, A, R-GT), MKS FIA Główna Komisja Sportu Samochodowego PZM Art. 253, 2016.
- [7] Regulation No 29 of the Economic Commission for Europe of the United Nations (UN/ECE) - Uniform provisions concerning the approval of vehicles with regard to the protection of the occupants of the cab of a commercial vehicle, Official Journal of the European Union, 20.11.2010.
- [8] Rusiński E.: Metoda elementów skończonych. System COSMOS/M, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, 1994.
- [9] MIT, “Chapter 14: Stability of Finite Difference Methods”, lecture materials, <http://web.mit.edu/16.90/BackUp/www/pdfs/Chapter14.pdf> (10.02.2019).
- [10] Standard: DIN EN 10 025 (1994-03-00).

WSTĘPNA WERYFIKACJA PRZESTRZENI BEZPIECZNEJ KLATKI BEZPIECZEŃSTWA PRZY UŻYCIU METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH

Streszczenie: Praca przedstawia badania dotyczące zweryfikowania konstrukcji autorskiego projektu klatki bezpieczeństwa do samochodu osobowego zaprojektowanej zgodnie z obowiązującymi standardami FIA. Zaproponowane rozwiązanie poddano testom dynamicznym w celu zbadania odporności na zdarzenia używając Metody Elementów Skończonych. W celu sprawdzenia przestrzeni bezpiecznej kierowcy użyto standardowego manekina. Uzyskane wyniki sygnalizują, że pomimo zachowania wytycznych ze standardu FIA klatka nie oferuje wystarczającej ochrony kierowcy w przypadku zderzeń bocznych.

Joanna REDUTKO¹, Arkadiusz SZAREK¹, Krzysztof WRONA²

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

²RADIS 2010

BADANIE JAKOŚCI WYDRUKU ELEMENTÓW WYKONANYCH TECHNIKĄ DLP PRZY WYKORZYSTANIU TOMOGRAFII WIĄZKI STOŹKOWEJ ORAZ TOMOGRAFII KONWENCJONALNEJ

Streszczenie: Artykuł zawiera ocenę jakości wydruku elementów wykonanych w technice druku DLP, poprzez analizę projekcji otrzymanych z tomografu wolumetrycznego i konwencjonalnego. Podczas analizy określono czy możliwym jest wykonanie fantomu do CBCT z wydruku światłoutwardzalnego przy pomocy drukarki DLP. Badania tomograficzne miały na celu określenie obecności wtrąceń materiałowych i pęcherzy powietrza, mogących dawać efekt odbicia promieni rentgenowskich. Przeanalizowano ilość pochłanianej wiązki promieniowania poprzez pomiary wartości jednostek Hounsfielda dla wielu obszarów próbek.

Słowa kluczowe: druk 3D, DLP, tomografia wolumetryczna, CBCT, CT

1. WSTĘP

Technologia druku 3D to złożone zagadnienie zyskujące coraz to nowe przykłady aplikacji w dzisiejszym świecie. Jej ogromną zaletą jest znaczne unowocześnienie procesów produkcyjnych poprzez usprawnienie przejścia od fazy prototypowania do fazy testowania produktu, a także większa liczba zastosowań w dziedzinie biomedycyny i bioinżynierii.

Początki druku przestrzennego określa się na lata 80-te XX wieku, kiedy to Charles Hull opatentował stereolitografię jako pierwszą metodę przyrostową [5]. Obecnie najlepiej znana jest metoda FDM (Fused Deposition Modeling), wykorzystująca termoplastyczny polimer w formie żyłki nawiniętej na szpulę. Kolejnymi metodami addytywnymi są: SLA, DLP (Digital Light Processing), SLS (Selective Laser Sintering), PolyJet (PPP), LOM (Laminated Object Manufacturing) i inne [2,9,12]. Należy wspomnieć również o zyskującym coraz większą sławę biodrukowaniu, polegającym na wydrukowaniu biokompatybilnej konstrukcji 3D, na której zaszczipione zostają komórki macierzyste [10].

Wykorzystane w badaniu drukowanie addytywne metodą DLP to technologia nie znana jeszcze tak dobrze jak druk z użyciem filamentu, lecz ma ona szerokie grono zwolenników, głównie ze względu na dużą dokładność, z jaką uzyskiwany jest pożądaný przedmiot [7]. W tej metodzie wykorzystywanym materiałem jest żywica światłoczuła umieszczona w zbiorniku z przezroczystym dnem, tak aby skierowane światło bez przeszkód utwardzało kolejne części wydruku [12].

Jako moduł kontrolujący padanie światła laserowego zastosowano projektor oparty o technologię Digital Mirror Device, składający się z szeregu mikroluster, które mogą obracać

się w sposób niezależny od siebie, precyzyjnie skupiając wiązkę światła [15]. Odmianą zaletą tego systemu jest czas, w jakim uzyskiwany jest wydruk - jest on znacznie krótszy w porównaniu z innymi podobnymi metodami, gdyż cała warstwa polimeru jest utwardzana jednocześnie [9,14,15].

Metoda ta ma jednak pewne wady, do których należy: bardzo ograniczona ilość materiałów, z jakich można wykonać model, ich wysoka cena oraz dodatkowa obróbka wydrukowanego modelu [3].

Druk DLP wykorzystywany jest przez jubilerów, techników stomatologicznych, protetyków słuchu oraz na potrzeby przemysłu elektronicznego. Dzięki tej metodzie można otrzymać również modele kompozytowe (pozwalają na to drukarki posiadające kilka pojemników z fotopolimerami) cechujące się zmiennością właściwości zarówno wytrzymałościowych, jak i efektami wizualnymi [8,16].

2. METODYKA BADAŃ

Dobra jakość wydruku uzyskiwana dzięki technologii DLP umożliwia wytwarzanie elementów o skomplikowanych kształtach, pozwalając jednocześnie na realistyczne odwzorowanie struktur (np. zeskanowanych przy pomocy skanera 3D). Nie można jednakże wizualnie ocenić jak wygląda wewnętrzna struktura modelu bez odpowiednio przeprowadzonych badań i testów. Należy pamiętać, że drukowanie z płynnej żywicy przeprowadzać należy w pomieszczeniu specjalnie do tego przygotowanym, zabezpieczonym przed działaniami czynników zewnętrznych, m.in.: przed nadmiernym promieniowaniem słonecznym oraz drobkami kurzu unoszącymi się w powietrzu, które mogłyby wpłynąć na jakość materiału. W celu oceny jednorodności materiału oraz obecności wtrąceń materiałowych i pęcherzy powietrza, a także analizy stopnia pochłaniania promieniowania rentgenowskiego wykonano badanie tomografem konwencjonalnym oraz tomografem wiązki stożkowej.

2.1. Tomografia wolumetryczna i konwencjonalna

Ocena wydruków uzyskanych w procesie druku 3D przeprowadzona została w oparciu o projekcje uzyskane z tomografu wolumetrycznego (Cone Beam Computed Tomography) oraz tomografu konwencjonalnego. Tomografia konwencjonalna (CT), często wykorzystywana w klinicznej praktyce diagnostycznej, niestety ma pewne wady: stosunkowo wysoki koszt badania, duże gabaryty urządzenia oraz wysoka dawka promieniowania na jaką wystawiony jest pacjent. Wychodząc naprzeciw tym ograniczeniom stworzono CBCT, który pozwala na precyzyjne obrazowanie struktur kostnych twarzoczaszki, ułatwiając procedury diagnostyczne lekarzom laryngologom, stomatologom oraz implantologom [6,13]. Tomograf wolumetryczny wykorzystuje wiązkę promieniowania rentgenowskiego w postaci stożka lub ostrosłupa, dzięki czemu przy mniejszej dawce promieniowania (porównując do tomografu konwencjonalnego, który opiera się na wiązce promieniowania w postaci wachlarza) uzyskiwany jest obraz przedstawiający pożądane struktury.

Badane modele prześwietlone zostały tomografem wolumetrycznym firmy iCat oraz konwencjonalnym tomografem Siemens Somatom Sensation 40, wykorzystując parametry ekspozycji stosowane klinicznie do obrazowania głowy, stosując gotowe protokoły dla tkanek miękkich oraz kości twarzoczaszki (dla CT: FOV 95mm×95mm, 65mA, 120kV; CBCT:FOV 80mm×90mm, 5mA, 120kV).

2.2. Technologia wytwarzania fantomu

Prototypy fantomów wytworzono w postaci wydruków z drukarki Rapid Shape D20 II służącą do przetwarzania żywicy biokompatybilnych (stworzoną z przeznaczeniem dla techników stomatologicznych do produkcji modeli dentystycznych) [18].

Tabela 4. Parametry techniczne drukarki Rapid Shape D20 II

Rozmiar komory roboczej	130 × 75 × 110mm
Grubość warstwy	50, 10 μ m
Rozdzielczość wydruku	34 μ m
Źródło światła	385 nm UV LED

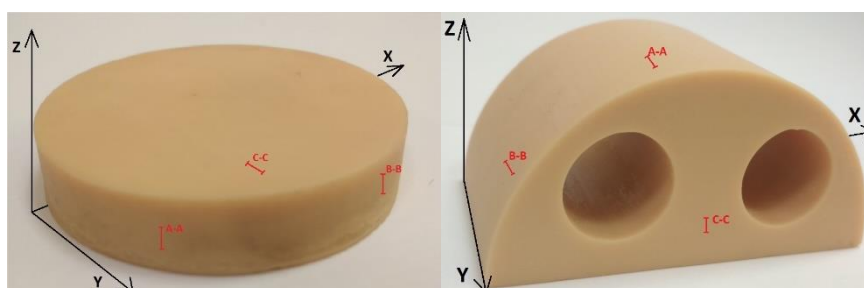
2.3. Materiał badawczy

Na potrzeby badania zaprojektowano w programie Autodesk Inventor 2016 dwa rodzaje fantomów: walec o wysokości 10 mm i średnicy 50 mm oraz fantom w kształcie połowy walca o wysokości 45 mm i średnicy 80 mm z dwoma otworami w płaszczyźnie poprzecznej o średnicy 20 mm (fantom wydrukowano orientując je płaszczyznami XY na stole drukarki). Parametry konwersji modeli komputerowych do formatu stl. przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 5. Parametry konwersji modeli komputerowych do formatu stl. Opcje zapisu pliku stl. wykonano w formacie binarnym, jako jednostkę podstawową oznaczono milimetr

Parametr konwersji	Rozdzielczość	Odchyłka powierzchni	Odchyłka normalna	Maksymalna długość krawędzi	Współczynnik proporcji
Wartość parametru	Wysoka	0,003579	10	71,414284	21,50

Fantomy otrzymano w technologii DLP przy pomocy drukarki Rapid Shape D20 II z atestowanej, biogodnej, żywicy metakrylowej FotoDent Model 385 nm/405 nm. Zdjęcia wydrukowanych fantomów przedstawiono na rysunku 1 [17].



Rys. 1. Fantomy wykonane na drukarce Rapid Shape D20 II. Na rysunku oznaczono miejscami odcinkowego pomiaru chropowatości (kolorem czerwonym)

Parametry procesu drukowania:

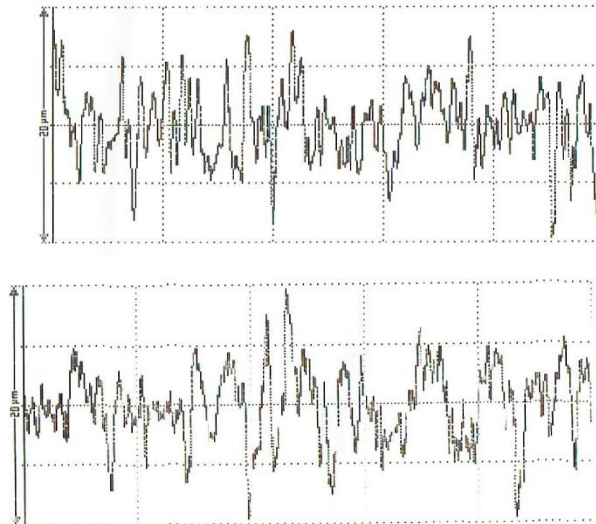
- Współczynnik wypalania: 200%
- Utwardzanie: 100%
- Szerokość podstawy: 150 μ m
- Przesunięcie: 0 μ m
- Skurcz: 0%
- Kompensacja po osi Z: 0 μ m

Otrzymane projekcje analizowano korzystając z programu RadiAnt DICOM Viever 4.6.9 poprzez określenie występowania artefaktów, zmiany kształtu i pęcherzy powietrza oraz także poprzez określanie wartości jednostek Hounsfielda (HU) kilku warstw projekcji w wielu obszarach próbek. Kontrola wartości HU badanego materiału miała na celu ocenę stopnia pochłaniania promieniowania przez materiał w poszczególnych częściach elementów, porównując wartości uzyskane dzięki CBCT oraz CT [11].

3. WYNIKI

Wstępem do badania była wizualna ocena otrzymanych w procesie drukowania 3D modeli. Oczyszczone izopropanolem z pozostałości płynnej żywicy oraz utwardzone w lampie UV fantomy miały jednolite powierzchnie górne, natomiast na bocznych powierzchniach widoczne były drukowane warstwy. Nie miały one jednak wpływu na ogólną ocenę wydruku.

Dodatkowo przy użyciu chropowatościomierza DIAVITE DH-5 wykonano po 3 odcinkowe pomiary chropowatości powierzchni bocznych fantomów (miejsca wykonania pomiarów oznaczono na rysunku 1). Otrzymane parametry oraz wykresy chropowatości maksymalnych otrzymanych wartości są widoczne w tabeli 2 oraz na rys. 2.



Rys. 2 Wykresy chropowatości powierzchni fantomów

Tabela 6. Wartości parametrów chropowatości powierzchni fantomów

Fantom walca: Odcinek B-B	Parametry chropowatości	Fantom z otworami: Odcinek A-A
2,39 µm	R _a	2,36 µm
14,0 µm	R _z	14,4 µm
3,03 µm	R _q	2,99 µm
19,2 µm	R _t	17,7 µm

Badanie wstępne wykonane przy użyciu tomografii konwencjonalnej charakteryzuje się rozdzielczością urządzenia na poziomie woksela 0,7mm (dla użytego protokołu badania). Fantom ustawiono na stole tomografu płaszczyzną XY. Modele są wyraźnie widoczne na obrazach, nie ma na nich rozmazanych, trudnych do oceny miejsc. W analizowanych modelach nie zaobserwowano znaczących błędów wydruku. Widoczny jest niewielki pęcherzyk powietrza w modelu z otworami (widoczny jedynie na dwóch warstwach)

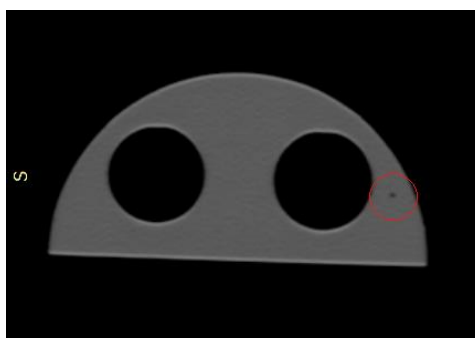
oraz błąd wydruku otworów (spłaszczenie krawędzi okręgu). Nie zauważono żadnych artefaktów w postaci smug czy poświaty, jednakże widoczne jest rozjaśnienie elementów na ich krawędziach.

W ramach badania wykonano także analizę stopnia pochłaniania promieniowania rentgenowskiego poprzez losowe oznaczenie obszarów zainteresowania (ROI) oraz określenie maksymalnych, minimalnych i średnich wartości jednostek Hounsfielda, które zaobserwowano dla badanej żywicy fotoutwardzalnej. Wyniki pomiarów HU dla trzech warstw każdego z fantomów przedstawiono w tabelach 2-4, a przykładowe obrazy poddane analizie z oznaczonymi obszarami zainteresowania przedstawiono na rys. 2,3.

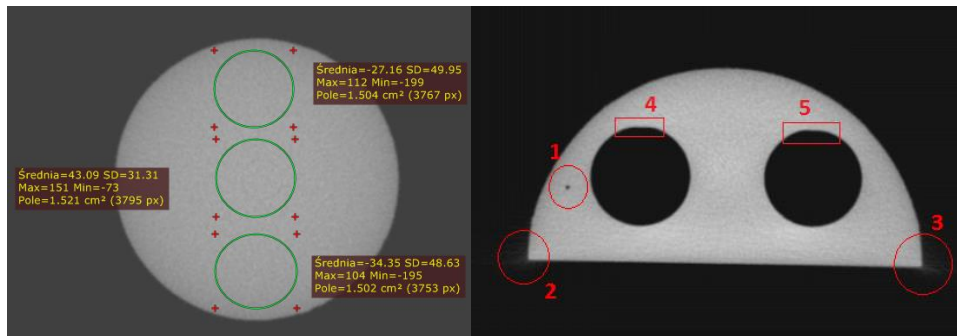
Tabela 4. Wartości HU dla trzech warstw modelu w kształcie połowy walca z otworami projekcji CT

Położenie warstwy w fantomie	Max HU	Min HU	Średnia HU	Pole ROI (cm ²)
Warstwa najdalej stołu tomografu	141	74	108,75	0,8787
	154	75	113,48	0,8787
	146	75	109,30	0,877
Warstwa w środkowej części fantomu	162	80	119,50	0,8795
	170	72	122,10	0,8795
	160	78	118,28	0,8795
Warstwa najbliższej stołu tomografu	162	84	124,95	0,8795
	172	72	122,77	0,8787
	187	77	122,36	0,8795

Analizując wartość HU obszaru zainteresowania ROI modelu bez otworów zauważyć można, że maksymalne i minimalne wartości zawierają się w przedziale jaki według literatury powinien przyjmować polimetakrylan metylu. Materiał ten, często wykorzystywany jest przez producentów sprzętu dodatkowego dla pracowni diagnostyki obrazowej jako osnowa fantomów do testów kontroli jakości projekcji. Przykładowe obrazy warstw projekcji z tomografu konwencjonalnego oraz tomografu wolumetrycznego przedstawiono na rysunkach 3,4 [5].



Rys. 3. Obraz przykładowej warstwy projekcji CT fantomu z widocznym pęcherzem powietrza



Rys. 4. Obraz przykładowej warstwy projekcji tomografu konwencjonalnego fantomu w kształcie walca z oznaczonymi obszarami zainteresowania ROI oraz przykładowej warstwy projekcji tomografu wolumetrycznego fantomu z otworami z widocznym pęcherzem powietrza (nr.1) artefaktami (nr.2 i 3) oraz oznaczonymi błędami wydruku otworów (nr. 4,5)

Modele prześwietlono także tomografem CBCT, w celu uzyskania dokładniejszej oceny wykonanych fantomów, a następnie przeanalizowano warstwy otrzymanych projekcji (pole obrazowania FOV 80x90mm, wielkość woksela 0,2 mm dla tomografu iCat), aby dokładanie określić czy w próbkach obecne są rozwarstwienia, pęcherze powietrza i by ocenić widoczność artefaktów.

W fantomie o kształcie walca nie zaobserwowano żadnych nieciągłości materiału w projekcji CBCT. W kilku pierwszych (w pobliżu badanego modelu) warstwach zarówno próbki bez otworów, jak i modelu o kształcie połowy walca widoczna jest poświata, związana z wzmocnieniem wiązki promieniowania rentgenowskiego. Dotyczy to ok. 12 warstw w obu prześwietlanych elementach.

W modelu o postaci połowy walca dostrzeżono niedokładność w wydruku otworów. Można to określić jako spłaszczenie krawędzi okręgu, zauważalne na około 80% warstw analizowanej projekcji CBCT.

W części z otworami zaobserwowano obecność niewielkiego pęcherza powietrza oraz niewielkie artefakty na krawędziach elementu. Pęcherzyk powietrza widoczny jest na 8 warstwach omawianej projekcji. Przykładowy obraz warstwy z oznaczonymi defektami przedstawiono na Rys. 4. Nie zauważono innych nieciągłości materiału ani zmian zniekształcających projekcję i utrudniających jej prawidłowe odczytanie.

Maksymalne wartości HU dla tomografii wolumetrycznej przyjmowały średnią wartość około 100HU, minimalne osiągały wartość średnio -130HU. Wartości średnie utrzymywały się w okolicy 0HU. Nie odnotowano znaczących różnic wartości pomiędzy fantomami.

Należy podkreślić, że powietrze podczas badań tomograficznych uzyskuje wartości około -1000HU, a woda destylowana w granicach 0HU. Różnice w pomiarach jednostek Hounsfielda dla losowych ROI w analizowanych warstwach mieściły się w granicach norm nadanych przez producenta dla testów eksploatacyjnych z wykorzystaniem dedykowanego przez producenta fantomu [5].

Tabela 5. Wartości HU dla trzech warstw wydrukowanego modelu w kształcie walca projekcji CBCT

Położenie warstwy w fantomie	Max HU	Min HU	Średnia HU	Pole ROI (cm ²)
Warstwa najdalej stołu tomografu	143	-115	17,28	1,491
	154	-105	21,2	1,504
	132	-156	-0,212	1,508
Warstwa w środkowej części fantomu	140	-142	22,68	1,491
	116	-128	10,31	1,571
	134	-139	3,455	1,464
Warstwa najbliższej stołu tomografu	114	-173	-36,48	1,528
	88	-140	-31,33	1,519
	79	-171	-43,5	1,519

Tabela 6. Wartości HU dla trzech warstw modelu w kształcie połowy walca z otworami projekcji CBCT

Położenie warstwy w fantomie	Max HU	Min HU	Średnia HU	Pole ROI (cm ²)
Warstwa najdalej stołu tomografu	43	-153	-53,12	0,807
	124	-128	2,836	0,806
	46	-128	2,836	0,806
Warstwa w środkowej części fantomu	52	-149	-48,84	0,807
	107	-105	9,919	0,806
	47	-162	-54,93	0,806
Warstwa najbliższej stołu tomografu	49	-153	-60,15	0,807
	105	-122	3,348	0,804
	65	-160	-47,13	0,807

Wartości otrzymane podczas analizy HU odpowiadają wartościom dla tkanek miękkich według producenta tomografu wiązki stożkowej (podczas fantomowych testów kontroli jakości wartości, jakie powinien przyjmować polimetakrylan metylu mieszczą się w zakresie: $-50 \div 200$ HU) [5].

4. PODSUMOWANIE

Drukowanie addytywne technologią DLP staje się coraz bardziej popularne w środowisku zajmującym się stomatologią. Należy więc określić czy uzyskiwane w ten sposób elementy, nie powodują dodatkowych problemów związanych z diagnostyką pacjentów mających np. drukowane części implantów zębowych.

Przedstawione badania pozwoliły ocenić przydatność obrazowania medycznego do oceny jakości druku DLP. Potwierdzono, że metoda ta umożliwia uzyskanie elementów o dużej dokładności nie tylko powierzchni, ale również struktury wewnętrznej.

Obecność jednego pęcherza powietrza w modelu o kształcie połowy walca spowodowana jest brakiem możliwości wytworzenia próżni w komorze drukarki. Pęcherze takie mogą wpływać na jakość i wytrzymałość wydruków, należy więc zaprojektować model z dużą dokładnością, oraz dobrać parametry wydruku tak, aby tego typu błędy nie wpływały na efekt końcowy.

Na obrazach uzyskanych dzięki CBCT zauważyć można niewielkie artefakty na krawędziach modeli oraz na górnych i dolnych płaszczyznach. Ich występowanie powodowane jest przez stosowanie niewielkich dawek promieniowania rentgenowskiego, które dodatkowo ulegają miejscowemu wzmocnieniu wiązki, co może wpływać na dokładność oceny powierzchniowej.

Wartości jednostek Hounsfielda zmierzone na obrazach z tomografu konwencjonalnego przyjmują wartości wyższe w porównaniu do wyników otrzymanych z tomografii wiązki stożkowej. Średnie wartości HU wyniosły w tym przypadku od 108 do 124 jednostek Hounsfielda, Wartości maksymalne zawierały się w przedziale od 141 do 187 HU, natomiast minimalne od 72 do 84 HU.

Zarówno dla tomografii wolumetrycznej jak i konwencjonalnej nie zaobserwowano znacznych różnic w wartościach HU dla poszczególnych warstw modelu. Jednakże porównując wyniki tych badań zauważono różnicę o około 100 jednostek Hounsfielda pomiędzy CT i CBCT. Nie jest to jednak różnica mająca znaczenie w ocenie parametrów urządzenia diagnostycznego, ponieważ wszystkie otrzymane wyniki mieszczą się w granicach przewidzianych w literaturze dla polimetakrylanu metylu. Różnice HU warstw fantomów nie wynikają z zastosowanej metody jego wytwarzania, spowodowane są natomiast przez parametry wiązki promieniowania rentgenowskiego. Zastosowanie CT

do badań wstępnych oraz tomografii wiązki stożkowej do precyzyjnej diagnostyki jest jak najbardziej zasadne.

Przedstawione analizy stanowią wstęp do dalszych badań, umożliwiających wykonanie powtarzalnych fantomów do testów eksploatacyjnych na podstawie wydruków uzyskanych techniką DLP.

LITERATURA

- [1] Bagińska J., Piszczatowski S.: Możliwości zastosowania różnych metod rentgenowskiej tomografii komputerowej w endodoncji- przegląd piśmiennictwa. *Czas. Stomatol.* 2010, 63, 1, 41-50
- [2] Groth C., Kravitz N., Jones P., Graham J., Redmond R.: Three-Dimensional Printing Technology. *Jurnal of Clinical Orthodontics*, 2014, vol. 48, no. 8, p. 475-485.
- [3] Hazeveld A., Huddleston Slater J., Ren Y.: Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;145:108-115.
- [4] Hull, C.W.: UVP Inc. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography, US 4575330 A.
- [5] iCat Podręcznik użytkownika 990400_pl Rev C, 2011.
- [6] Katsumata A. et al. (2007). Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104, 829-36.
- [7] Li S., Duan W., Zhao T., Han W., Wang L., Dou R., Wang G.: The fabrication of SiBCN ceramic components from preceramic polymers by digital light processing (DLP) 3D printing technology, *Jurnal of the European Ceramic Society* 2018;38:4597-4603.
- [8] Mu Q., Wang L., Dunn C., Kuang X., Duan F., Zhang Z., Qi H., Wang T.: Digital Light Processing 3D printing of conductive complex structures, *Additive Manufacturing* 2017; 18:74-83.
- [9] Ngo T., Kashami A., Imbalzano G., Nguyen K., Hui D.: Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges, *Composites Part B* 2018;143: 172-196.
- [10] Shafiee A., Atala A.: Printing Technologies for Medical Applications, *Trends in Molecular Medicine*, 2016, vol. 22, no.3, p. 254-265.
- [11] Skrzyński W., Testy kontrolne aparatów rentgenowskiej tomografii komputerowej, Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii- Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Warszawa 2004.
- [12] Stansbury J., Idacavage M.: 3d printing with polymers: Changes among expanding options and opportunities. *Dental Materials* 2016;32:54-64.
- [13] Torgersen G.R., Hol C., Møystad A., Hellén-Halme K., Nilsson M.: A phantom for simplified image quality control of dental cone beam computed tomography units. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*, 2014; 118: 603-611.
- [14] Varghese G., Moral M., Castro-Garcia M., Lopez-Lopez J., et al.: Fabrication and characterisation of ceramics via low-cost DLP 3D printing, *Boletín De Sociedad Española De Cerámica y Vidrio*, 2018;57:9-18.
- [15] Wu G., Hsu S., Review: Polymeric-Based 3D Printing for Tissue Engineering, *J. Med. Biol. Eng.*, 2015; 35:285-292,.
- [16] <http://www.rapidshape.de/> (12.02.2019).
- [17] <https://dentamidshop.dreve.de/dentamiden/fotodentr-model-385-405-nm-3962.html/> (12.02.2019).
- [18] <https://drukarki3d.pl/oferta/rapid-shape-d20/> (12.02.2019).

PRINT QUALITY TEST OF ELEMENTS MADE BY DLP PRINTING TECHNIQUE USING CONE BEAM CT AND CONVENTIONAL CT

Abstract: The article has been devoted to an evaluation of the print quality of elements made in the DLP printing technique, which was obtained as a result of the analysis of the projection from the volumetric and conventional CT. During this analysis the presence of air bubbles, material inclusions and other artifacts, which may give the effect of X-ray reflection, was determined. The amount of absorbed radiation beam was also analysed by measuring the Hounsfield unit values for many sample areas.

**Krzysztof SURMA¹, Martyna ADACH¹, Martyna DĘBOWSKA¹, Patrycja TURLEJ¹,
Patrycja SZYMCZYK²**

¹Koło Naukowe BioAddMed, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska, Wrocław

²Katedra Technologii Laserowych, Automatykacji i Organizacji Produkcji, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska, Wrocław

PROJEKT I ANALIZA OBLICZENIOWA IMPLANTU KRĄŻKA MIĘDZYKRĘGOWEGO ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA PRZEZNACZONEGO DO WYTWARZANIA ZA POMOCĄ TECHNOLOGII PRZYROSTOWYCH

Streszczenie: Artykuł został poświęcony projektowi spersonalizowanego sztucznego implantu krążka międzykręgowego odcinka szyjnego kręgosłupa. Praca zawiera analizę wstępną związaną z prawidłowym funkcjonowaniem krążka podczas obciążenia, doбором materiałów oraz metody wykonania implantów z wykorzystaniem technologii addytywnych SLS i SLM. Przy wykorzystaniu analizy MES przeprowadzono symulację wytrzymałościową implantu w warunkach obciążenia odcinka szyjnego wynikającego z zadanej pozycji ciała.

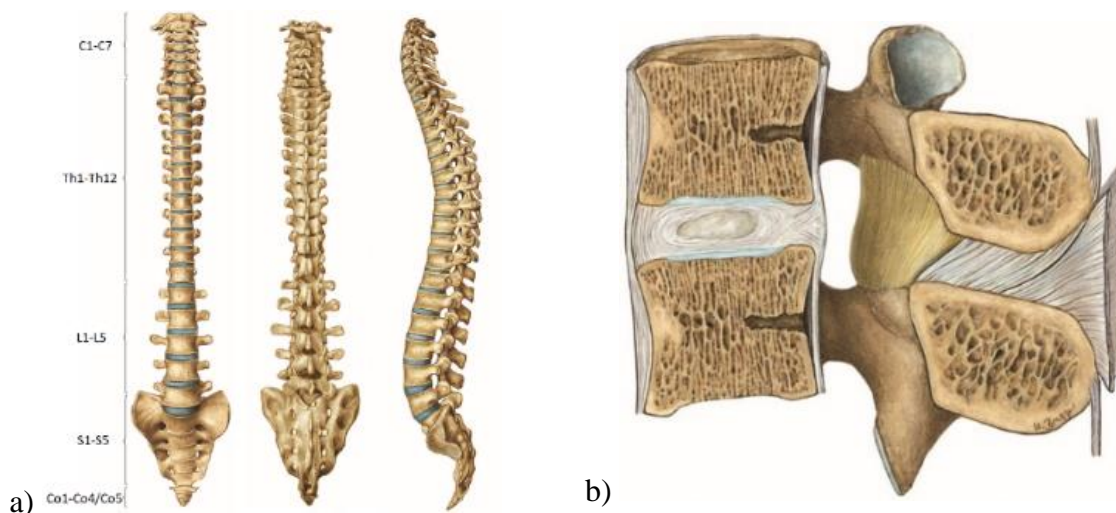
Słowa kluczowe: krążek międzykręgowy, odcinek szyjny kręgosłupa, technologie przyrostowe, implant, Metoda Elementów Skończonych (MES)

1. WSTĘP

Dysfunkcja kręgosłupa jest zaliczana do jednej z chorób cywilizacyjnych [3]. Aby postępowanie lecznicze prowadzące do przywrócenia pełnej sprawności było skuteczne, należy dokładnie poznać przyczynę i mechanizm powstawania dysfunkcji i zniekształceń [16]. Wśród chorób odcinka szyjnego kręgosłupa znajdują się m.in.: zmiany zwyrodnieniowe, złamania pourazowe trzonów kręgów, zwapnienia w sferze więzadła podłużnego tylnego, pierwotne, przerzutowe nowotwory trzonów oraz dyskopatia, będąca zmianą chorobową dotyczącą krążków międzykręgowych. Jedną z metod leczenia wymienionych schorzeń jest usunięcie niesprawnego trzonu lub krążka i zastąpienie go wszczepem. Wyróżniane są 3 rodzaje transplantacji: przeszczep autogenny (tkanka pobrana od pacjenta), allogenny (tkanka pobrana od innego biorcy) oraz implant wykonany z biomateriału [11]. Poniższa praca dotyczy zastosowania wszczepu krążka międzykręgowego odcinka szyjnego, wykonanego ze stopu tytanu oraz polietylenu – dobranych na podstawie analizy MES. Materiały przeznaczone są do wytwarzania techniką addytywną: stop tytanu metodą SLM (ang. Selective Laser Melting- Selekttywne Topienie Laserowe), wkładka polietylenowa metodą SLS (ang. Selective Laser Sintering- Selekttywne Spiekanie Laserowe). Główną zaletą zastosowania technik przyrostowych w wytwarzaniu implantów jest możliwość personalizacji produkowanych wszczepów, co minimalizuje ryzyko ponownej operacji i zapewnia odpowiednie dopasowanie geometrii wyrobu do anatomii człowieka.

2. ANATOMIA KRĘGOSŁUPA, DOBÓR MATERIAŁU I METODYKA BADAŃ

Kręgosłup umieszczony jest między podstawą czaszki a końcem tułowia, co stanowi około 2/5 długości ciała [21]. Zbudowany jest z kręgów w liczbie 33-34 oraz z krążków międzykręgowych, potocznie nazywanych dyskami, które stanowią 1/4 jego długości [1, 21]. Wyróżnia się 5 odcinków kręgosłupa: szyjny (C1-C7), piersiowy (Th1-Th12), lędźwiowy (L1-L5), kość krzyżową (S1-S5), kość ogonową (Co1 -Co4/Co5) (rys. 1) [7]. Kręgosłup utrzymuje pionową postawę ciała, umożliwia ruch oraz stanowi ochronę dla rdzenia kręgowego [21].



Rys. 3. Kręgosłup: a) widok od strony brzusznej, grzbietowej i lewej, b) segment ruchowy w odcinku lędźwiowym [21]

Podstawową jednostką kręgosłupa jest segment ruchowy zbudowany z dwóch sąsiednich kręgów połączonych krążkiem międzykręgowym (Rys. 1) [7]. Krążki łączą powierzchnie trzonów dwóch sąsiednich kręgów. W skład dysków wchodzi chrzęstne płytki graniczące z trzonami, pierścień włóknisty oraz galaretowate jądro miazdżyste charakteryzujące się budową warstwową o różnych parametrach materiałowych. Funkcją krążków międzykręgowych jest m. in.: zapewnienie stabilności kręgosłupa, tłumienie drgań przenoszonych za pośrednictwem kręgosłupa na głowę oraz rola łącznika umożliwiającego mobilność kręgosłupa. Wymiarem charakteryzującym dyski jest ich wysokość, która może się zmieniać pod wpływem poziomu nawodnienia organizmu oraz kształt zależny od powierzchni trzonów w danym odcinku kręgosłupa [7].

2.1. Biomateriały do wykonania implantu dysku międzykręgowego odcinka szyjnego

Najpopularniejszymi biomateriałami wykorzystywanymi w implantologii są stopy tytanu. Charakteryzują się one wysoką biotolerancją, niskim modułem Younga wśród materiałów metalicznych, a także wysoką odpornością na korozję w środowisku tkankowym. W roku 1978 zastosowanie w medycynie znalazł stop Ti6Al4V, który jest wykorzystywany do dzisiaj. Jego skład chemiczny przedstawiono w Tabeli 7, natomiast własności mechaniczne w Tabeli 2 [17].

Tabela 7. Skład chemiczny stopu Ti6Al4V wg normy ISO 5832/3 [17]

Stężenie masowe, [%]							
O	V	Al	Fe	H	C	N	Ti
<0,20	3,5	5,5	<0,30	<0,015	<0,08	<0,05	reszta

Tabela 8. Własności mechaniczne stopu Ti6Al4V [14] [29]

Moduł Younga E [GPa]	Współczynnik Poissona ν [-]	Wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]	Granica plastyczności $R_{p0,2}$ [MPa]	Gęstość ρ [kg/m ³]
114	0,37	860	780	4420

Wanad wykorzystywany jest jako pierwiastek stabilizujący, jednak należy pamiętać o jego niekorzystnym oddziaływaniu na organizm objawiający się poprzez zaburzenia neurogenne. Aluminium zmniejsza ciężar właściwy stopu, a także polepsza jego obrabialność, ale doprowadza do schorzeń mózgu i naczyń krwionośnych. Ze względu na negatywne oddziaływanie podejmowano wiele prób modyfikacji stopów tytanów. W nowej generacji znalazł się stop Ti13Nb13Zr, którego skład chemiczny oraz własności mechaniczne przedstawiono w Tabeli 9-4. W wyniku badań wykazał on całkowitą biotolerancję. Dodatkowo charakteryzuje się znacznie mniejszym modułem sprężystości w porównaniu do stopu Ti6Al4V [17]. Kolejną zaletą przemawiającą za wykorzystaniem stopu drugiej generacji jest jego wysoka wytrzymałość zmęczeniowa [12].

Tabela 9. Skład chemiczny stopu Ti13Nb13Zr wg ASTM F-1713 [12]

Stężenie masowe, [%]					
O	Nb	Zr	Fe	C	Ti
<0,10	13,5-14,0	13,5-14,0	<0,05	<0,04	reszta

Tabela 10. Własności mechaniczne stopu Ti13Nb13Zr [17] [25]

Moduł Younga E [GPa]	Współczynnik Poissona ν [-]	Wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]	Granica plastyczności $R_{p0,2}$ [MPa]	Gęstość ρ [kg/m ³]
81,6	0,35	1040	900	4700

Spośród elementów wchodzących w skład endoprotezy krążka międzykręgowego, to właśnie wkładka – pełniąca rolę amortyzatora – jest najmocniej narażona na uszkodzenia pod wpływem działających na implant sił i obciążeń [13]. Bez względu na wybrany dla tej części materiał, najistotniejszym czynnikiem, który w znaczący sposób ogranicza czas jego użytkowania, jest podatność na zużycie wynikające z tarcia. Najczęściej stosowanymi materiałami na ten element, sprawdzającymi się najlepiej przy współpracy z płytkami pod kątem wytrzymałości mechanicznej, są poliamid (PA6) oraz polietylen wysokiej gęstości (PE-HD) (Tabela 5).

Tabela 11. Własności fizykochemiczne biomateriałów polimerowych [10] [15] [19] [24]

Materiał	Moduł Younga E [GPa]	Współczynnik Poissona ν [-]	Gęstość ρ [kg/m ³]	Granica plastyczności $R_{p0,2}$ [MPa]
PE-HD	1,07	0,4101	970	>24,7
PA6	2,62	0,34	1120	78

Przy uwzględnieniu procesów tribologicznych najbardziej korzystne połączenie materiałów współpracujących ze sobą jest para metal-polietylen, z uwagi na możliwość uzyskania stosunkowo niskich oporów tarcia (współczynnik tarcia <0,1) pomimo znacznych obciążeń układu (2500N) [6]. Polietylen wysokiej gęstości cechuje się przede wszystkim wysoką wytrzymałością mechaniczną oraz wysoką trwałością [22]. Cechą charakterystyczną poliamidu pod kątem właściwości tribologicznych jest niewielki współczynnik tarcia oraz duża odporność na zużywanie ściernie. Dodatkowo wyróżnia go wysoka granica plastyczności [23]. Protezy oparte na poliamidach są bardzo wytrzymałe, a także lekkie i przykuwające

uwagę bardzo dobrą estetyką [20]. Zarówno polietylen, jak i poliamid należą do biostabilnych polimerów syntetycznych, chętnie wykorzystywanych w medycynie m. in. jako materiały elementów implantów konstrukcyjnych o dopasowanych właściwościach mechanicznych. Cechą niekorzystną PA6 jest wysoka absorpcja wody, wpływająca negatywnie na właściwości mechaniczne części. Właściwości PE-HD, które pozwalają uwydatnić go jako materiał implantacyjny, to m. in. dobra bioinertność, dobre właściwości dielektryczne oraz korzystna cena, dlatego jako materiał biokompatybilny i biozgodny przoduje w owym zestawieniu [27].

2.2. Metody wytwarzania przyrostowego SLM i 3DP

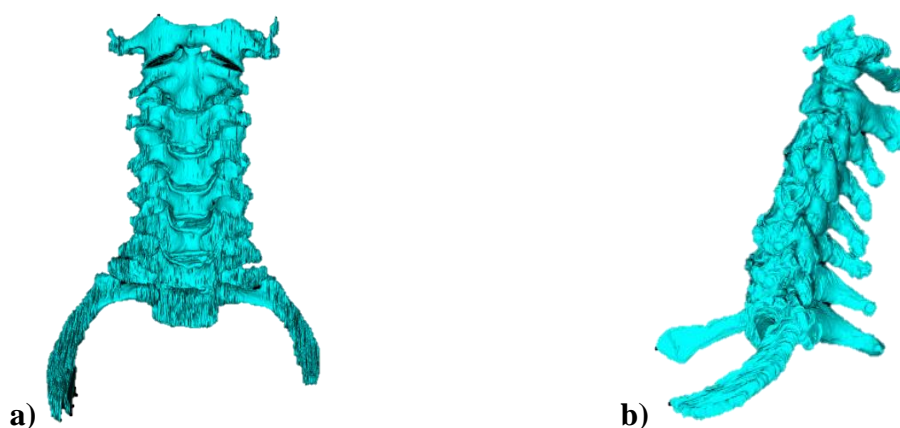
Zastosowanie metod przyrostowych w implantologii daje nieograniczone możliwości konstrukcyjne projektowanego obiektu, a także eliminuje znaczne straty materiału. Metodą wykorzystywaną do materiałów metalicznych jest SLM (Selective Laser Melting), czyli selektywne przetapianie wiązką laserową. W celu wytworzenia jednorodnej części metoda ta wykorzystuje energię lasera do spiekania sproszkowanych metali. Aby zapobiec utlenianiu metalu komora wypełniona jest gazem obojętnym (np. argonem). O stabilności procesu, prędkości oraz jakości powierzchni decyduje grubość warstwy [28].

Techniką możliwą do wykorzystania w procesie wytwarzania wkładki endoprotezy, jest technologia przyrostowa 3DP (3D Printing). Metoda cechuje się praktycznie nieograniczonymi możliwościami pod względem stosowanych materiałów, w tym także polimerowych. W procesie wytwarzania uwaga zostaje skupiona na dostarczaniu ciekłego spoiwa na kompozycję proszkową, celem wydrukowania zaimportowanych danych [9]. Efektem końcowym technologii 3DP uzyskuje się element trójwymiarowy, składający się ze związanych spoiwem ziaren proszku. Wydrukowany wyrób poddaje się wygrzewaniu, w trakcie którego wyparowuje spoiwo, a ziarna proszku zespalają się ze sobą [1]. Do jej zalet zalicza się m. in. obsługę dużej różnorodności materiałów oraz wysoką rozdzielczość wykonania modelu (80-250 μ m) [18]. Alternatywną techniką przyrostową jest technologia selektywnego topienia laserowego SLS, która nie wymaga przeprowadzania dodatkowych procesów termicznych, a która ze względu na specyfikę działania (spajanie warstwa po warstwie za pomocą wiązki lasera) również z powodzeniem może być wykorzystywana do przetwarzania materiałów polimerowych, umożliwiając wytwarzanie elementów o złożonej geometrii.

2.3. Obciążenie kręgosłupa, przetwarzanie danych CT i projekt implantu

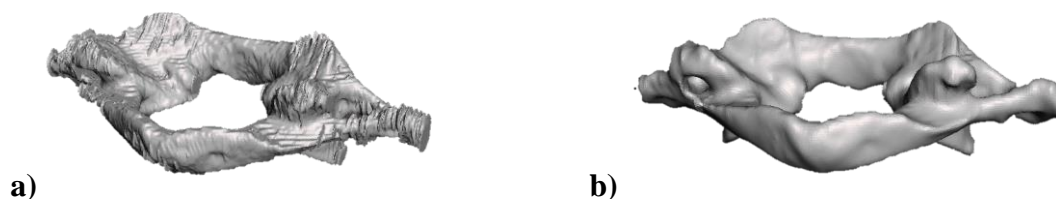
Kręgosłup zdrowego człowieka poddawany jest obciążeniu ściskającemu oraz siłom ścinającym, będącymi wynikiem występujących krzywizn kręgosłupa [4, 5]. W celu wyznaczenia obciążenia działającego na odcinek szyjny kręgosłupa zastosowano współczynniki Zaciorskiego, dla których ciężar głowy wynosi około 6,28% masy ciała człowieka [5]. Według badań statystycznych przeciętna polska kobieta waży ok. 65kg, natomiast mężczyzna ok. 83kg [4]. Dla zbadania wytrzymałości projektowanego implantu przyjęto obciążenie osiowe wynikające z ciężaru ciała przeciętnego mężczyzny. Według obliczeń na kręgi odcinka szyjnego działa obciążenie wzdłużne wynoszące około 52N. Siła ta rośnie, gdy głowa zostaje pochylona do przodu lub do tyłu. W przypadku wychylenia głowy do przodu wynoszącego 25°, siła reakcji w stawach międzykręgowych w miejscu C3-C4 wynosi około 157 N [4]. Według literatury, w celu badania reakcji struktur kręgosłupa szyjnego, zadaje się obciążenia wynoszące 200-250 N [2, 8]. W związku z powyższym model przedstawiony w niniejszej pracy obciążany był siłą osiową działającą w dół (ściskanie) o wartości 200N.

Punktem wyjściowym pozwalającym wykonać model implantu dysku było wygenerowanie modelu numerycznego odcinka szyjnego przy wykorzystaniu zdjęć wykonanych w standardzie DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), uzyskanych na podstawie badania tomografii komputerowej. Pacjentem był mężczyzna w przedziale wiekowym 45-50 lat. Zdjęcia te zostały obrobione za pomocą programu Invesalius 3.1, dzięki czemu możliwe było odwzorowanie skomplikowanej struktury kostnej kręgosłupa odcinka szyjnego. Za pomocą tego programu możliwe było nałożenie maski w oparciu o skalę Housfielda – przyjęto skalę w zakresie od 408 do 2760, co pozwoliło otrzymać obszar odcinka szyjnego. W trakcie przetwarzania zdjęć wystąpił problem w separacji dysku C4/C5, co spowodowane mogło być zarówno złą jakością zdjęć, jak również dyskopatią szyjną występującą u pacjenta. Poprawne przetworzenie otrzymanych zdjęć pozwoliło utworzyć trójwymiarowy model kręgosłupa odcinka szyjnego (Rys.2).



Rys. 4. Model 3D odcinka C1 – C7 uzyskany po przetworzeniu plików DICOM w programie Invesalius:
a) widok w płaszczyźnie czołowej od tyłu, b) widok w płaszczyźnie strzałkowej od lewej strony

Jak można zauważyć obrazy kręgów są zakłócone (Rys. 3). Po wygenerowaniu wszystkich kręgów zostały one wyeksportowane do programu Autodesk Meshmixer, gdzie zostały wygładzone i wyeksportowane w formacie *.stl, który pozwolił na dalsze ich przetwarzanie.



Rys. 5. Model kręgu: a) przed wygładzeniem, b) po wygładzeniu

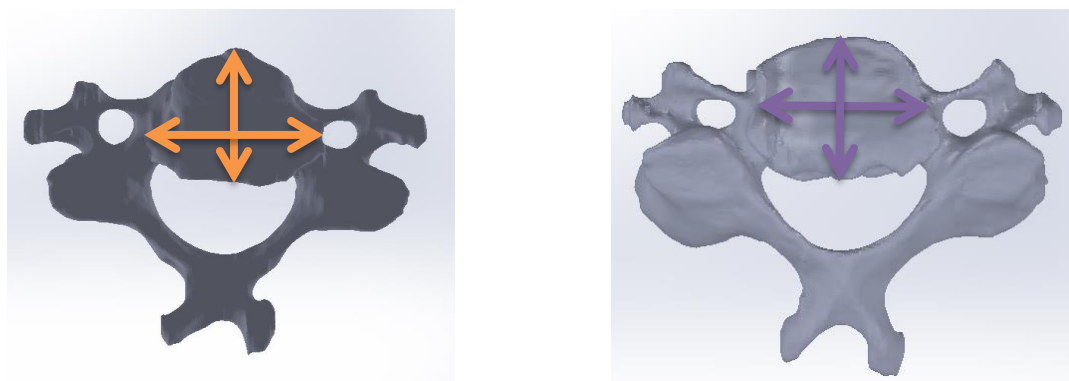
W modelu odcinka szyjnego kręgosłupa założono, że kręgi są ciałami jednorodnymi o własnościach izotropowych, a krążki międzykręgowce cechują się odkształceniami liniowo-sprężystymi [26]. Przedstawiony na Rys.4 model całego odcinka szyjnego nie jest potrzebny do wykonania implantu (wystarczającym byłoby uzyskanie geometrii segmentu ruchomego C3-C4, dla którego implant był projektowany). Jednak w celu zaprezentowania efektu procesu uzyskania struktur kostnych z surowych danych medycznych, zobrazowania złożoności tych struktur, połączeń między kręgami oraz oceny anatomii pacjenta zdecydowano się pokazać model złożony ze wszystkich kręgów odcinka szyjnego kręgosłupa. Takie działanie może być dodatkowo narzędziem wykorzystywanym do planowania operacji przez lekarzy odpowiedzialnych za wszczepienie implantu. Na podstawie uzyskanych modeli

stworzony został pełen model odcinka szyjnego kręgosłupa (Rys.4), który posłużył do zwymiarowania i dopasowania implantu.



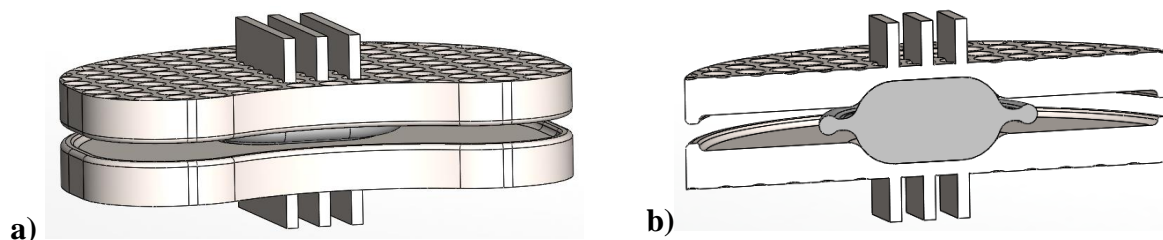
Rys. 6. Model kręgosłupa powstający z kręgów wygenerowanych jako siatka elementów w formacie *.stl: a) widok w płaszczyźnie strzałkowej z prawej strony, b) widok w płaszczyźnie czołowej z przodu

Projekt dysku międzykręgowego został wykonany przy użyciu programu SolidWorks Premium 2018. Wymiary dysku dobrane zostały na podstawie literatury [19] oraz wymiarów kręgów pacjenta – wymiary kręgów zostały wyznaczone na podstawie uzyskanych kręgów kręgosłupa w odcinku szyjnym pomiędzy kręgami C3/C4 (Rys. 7).



Rys. 7. Wymiary pobrane z otrzymanych na podstawie zdjęć CT kręgów a) C3 oraz b) C4 pacjenta.

W pełni funkcjonalny implant dysku jest modelem trzyczęściowym, gdzie w dolnej i górnej części znajdują się płytki graniczne, a między płytkami implantu występuje element pośredniczący. Jego kształt ma za zadanie zapewnić pełną swobodę ruchu między elementami, a co za tym idzie – zapewnić lepszą swobodę ruchu niż implanty, w których taki element nie występuje. Materiał zostanie dobrany po przeprowadzeniu analizy wytrzymałościowej. Projekt implantu przedstawiono na Rys. 8.



Rys. 8. Projekt implantu dysku międzykręgowego a) widok od przodu, b) przekrój przez element pośredniczący

2.4. Analiza numeryczna modelu implantu i dobór materiału

W celu wyznaczenia właściwości mechanicznych zaprojektowanego implantu krążka międzykręgowego umieszczonego między C3 a C4, należało wziąć pod uwagę właściwości charakteryzujące poszczególne kręgi odcinka szyjnego. Parametry materiałowe tkanek w odcinku szyjnym kręgosłupa zostały przedstawione w poniższej tabeli (Tabela 12) [2].

Tabela 12. Parametry materiałowe tkanek w odcinku szyjnym kręgosłupa [2]

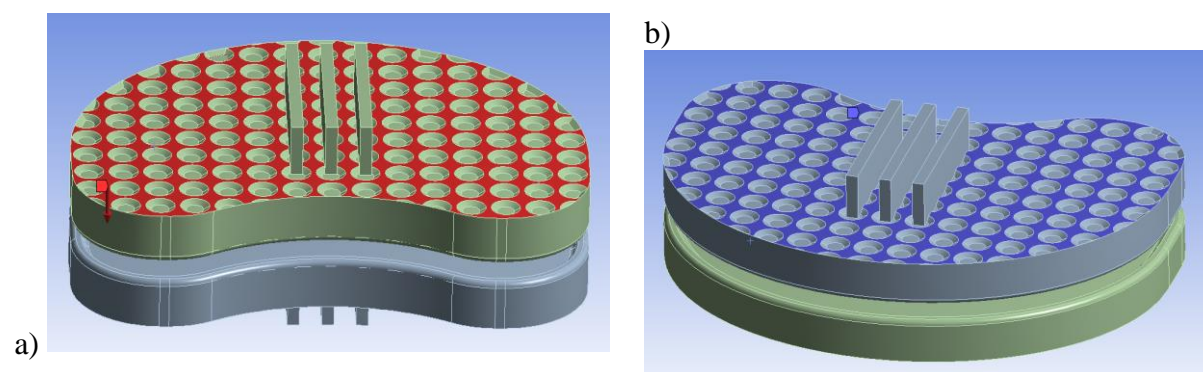
Struktura	Moduł Younga E [GPa]	Współczynnik Poissona ν [-]
Kręgi	10 000	0,30
Jądro miażdżyste	2	0,49
Pierścień włóknisty	15	0,30
Płytką graniczna	100	0,40

Dla zoptymalizowania implantu zaprojektowany model zaimportowano w formacie *.iges do programu Ansys Workbench 18.2, który posłużył do przeanalizowania jego wytrzymałości. Model ten był obciążany zgodnie z kierunkiem działania siły od ciężaru głowy, wyliczonym na podstawie współczynników Zaciorskiego (52N) oraz 200N siłą osiową działającą w dół (ściskanie). Analiza MES pozwoliła wyznaczyć występujący w modelu stan odkształceń

i naprężeń, zachowując ten sam sposób utwierdzenia modelu oraz miejsca przyłożenia sił.

Pierwszym etapem było wczytanie wygenerowanego modelu do programu Ansys. Badanie zostało przeprowadzone dla dwóch stopów tytanu: Ti6Al4V oraz Ti13Zr13Nb oraz dla dwóch tworzyw sztucznych: poliamidu (PA6) oraz polietylenu (PE). Materiały wykorzystane na implanty nie mogą ulec trwałemu odkształceniu, dlatego wybrano modele sprężyste. Dane materiałowe zostały dobrane zgodnie z Tabelą 2 oraz Tabelą 4.

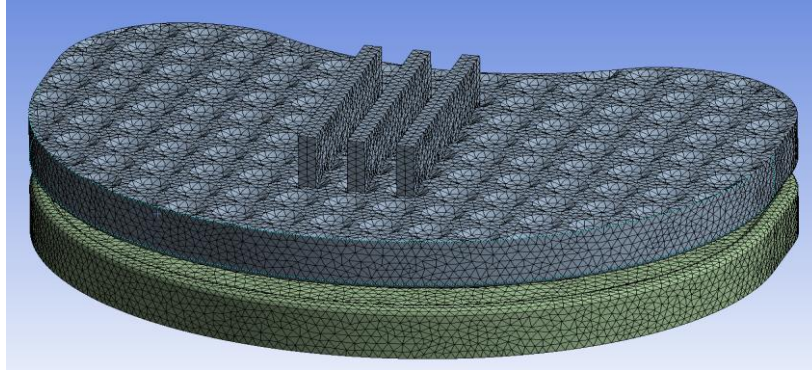
Po zaimplementowaniu właściwości mechanicznych kolejnym etapem było utwierdzenie modelu i przyłożenie do niego siły obciążającej implant. Podczas symulacji warunki brzegowe przyjęto zgodnie z fizjologicznymi. Na rysunku 7 przedstawiono: a) sposób zadania siły działającej na implant, b) sposób utwierdzenia. Ponieważ przyjęto obciążenie osiowe dla modelu, należało również uwzględnić wytrzymałość kręgów na ściskanie tak, by siła w modelu nie przekroczyła granicy wytrzymałości kręgów. Dla ściskania wynosi ono 139 [MPa] [26].



Rys. 9. Implant: a) sposób przyłożenia siły ściskającej, b) miejsce utwierdzenia modelu

Ważnym elementem było również określenie sposobu kontaktu pomiędzy elementami płytką graniczna – element pośredniczący – płytką graniczna. Dla zapewnienia lepszej stabilności implantu kontakt odbywał się powierzchniowo na powierzchni elipsoidalnej elementu pośredniczącego i panwi wykonanej w płytce granicznej.

Ostatni etap analizy wytrzymałościowej polegał na nałożeniu siatki elementów skończonych tak, by w jak najdokładniejszy sposób odwzorować zaprojektowany model implantu. Wykorzystano siatkę tetragonalną z zagęszczeniem jej w miejscach, w których należało dokładnie odwzorować kształt projektowanego implantu (Rys. 8). Siatka ta pozwoliła na zachowanie najdrobniejszych szczegółów badanego modelu. Po tak przygotowanym modelu przeprowadzone zostało badanie mające na celu sprawdzenie wartości odkształceń i naprężeń wewnątrz modelu.

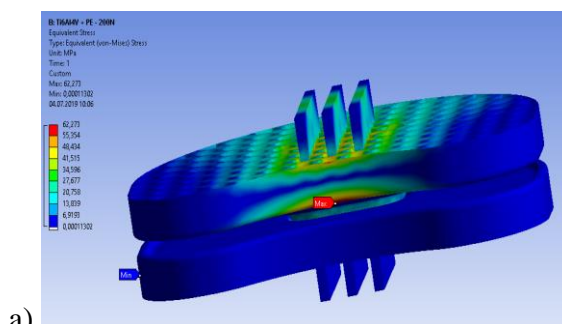


Rys. 10. Model z nałożoną siatką tetragonalną

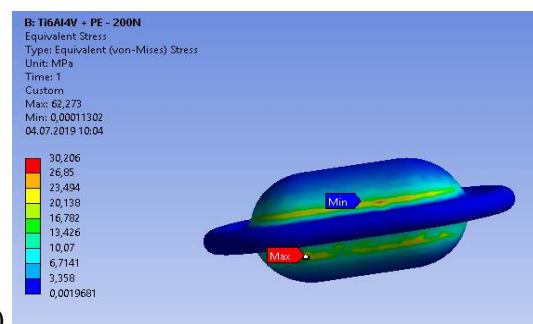
3. WYNIKI BADAŃ

Dla modelu implantu (Rys.7) badania były przeprowadzone dla obciążenia 52N i 200N dla dwóch różnych stopów tytanu: Ti13Zr13Nb oraz Ti6Al4V oraz dla dwóch różnych materiałów wkładki: polietylenu (PE-HD) oraz poliamidu (PA6). Ważnym kryterium była granica plastyczności, której przekroczenie spowodowałoby trwałe odkształcenie materiału, a co za tym idzie – całkowite jego wykluczenie z wykorzystania do wykonania modelu. Dla 4 różnych konfiguracji materiałowych otrzymano wartości maksymalnych odkształceń i przemieszczeń występujących w modelu. Należy zauważyć, że występuje tu wkładka wykonana z tworzywa sztucznego o znacznie niższej granicy plastyczności niż materiały użyte na płytce. Maksymalne naprężenia zredukowane dla hipotezy Hubera-Missesa wyniosły (Rys.9):

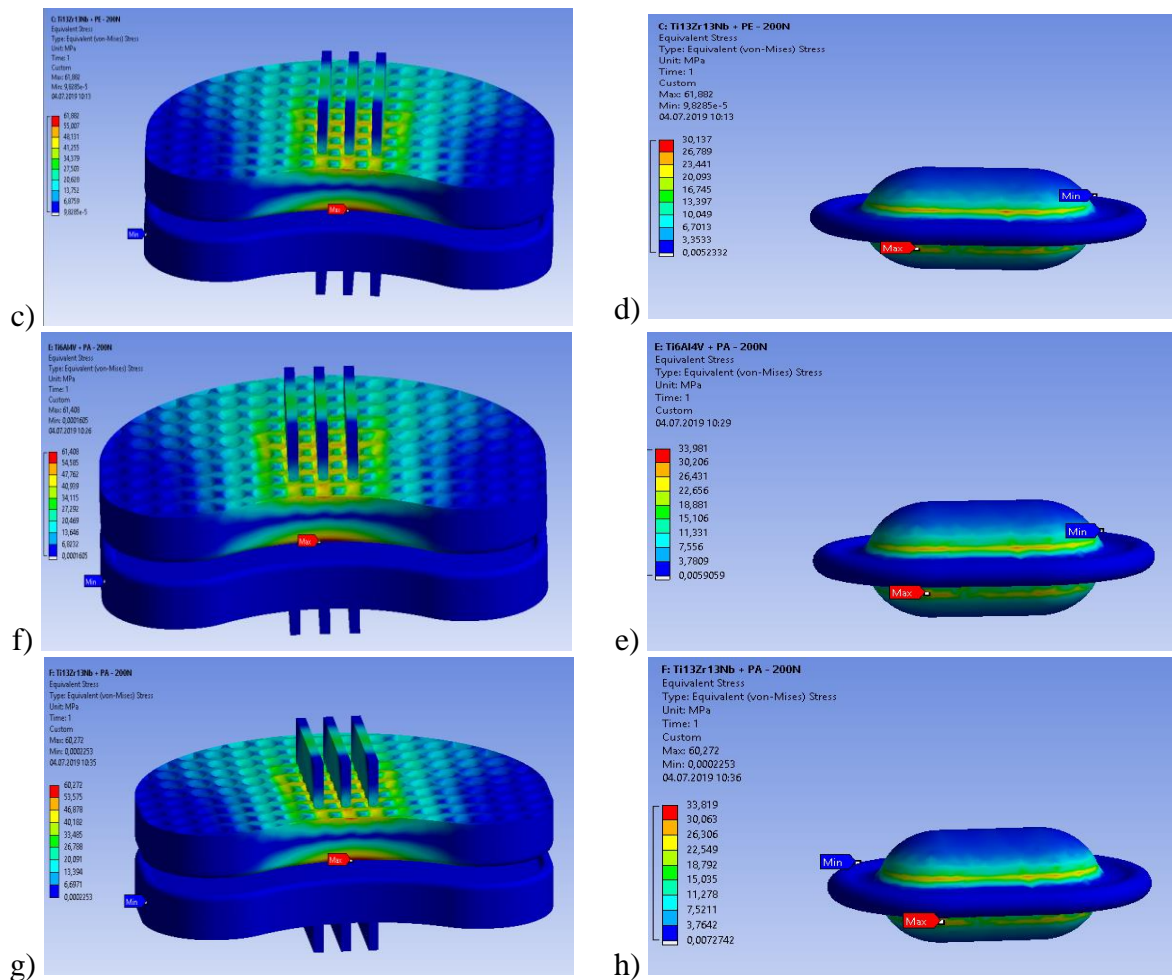
- 60,272 [MPa] dla stopu tytanu Ti13Zr13Nb z wkładką wykonaną z PA, w której naprężenia wyniosły 33,819 [MPa],
- 61,882 [MPa] dla stopu tytanu Ti13Zr13Nb z wkładką wykonaną z PE-HD, w której naprężenia wyniosły 30,137 [MPa],
- 61,408 [MPa] dla stopu tytanu Ti6Al4V z wkładką wykonaną z PA, w której naprężenia wyniosły 33,981 [MPa],
- 62,273 [MPa] dla stopu tytanu Ti6Al4V z wkładką wykonaną z PE-HD, w której naprężenia wyniosły 30,206 [MPa].



a)



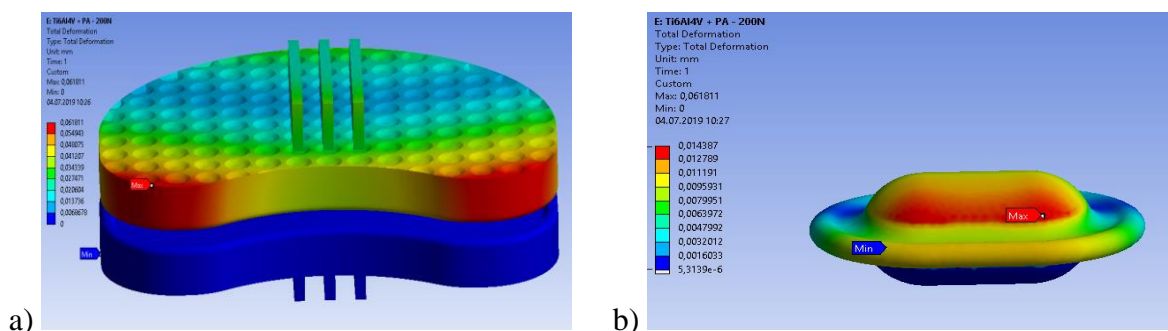
b)

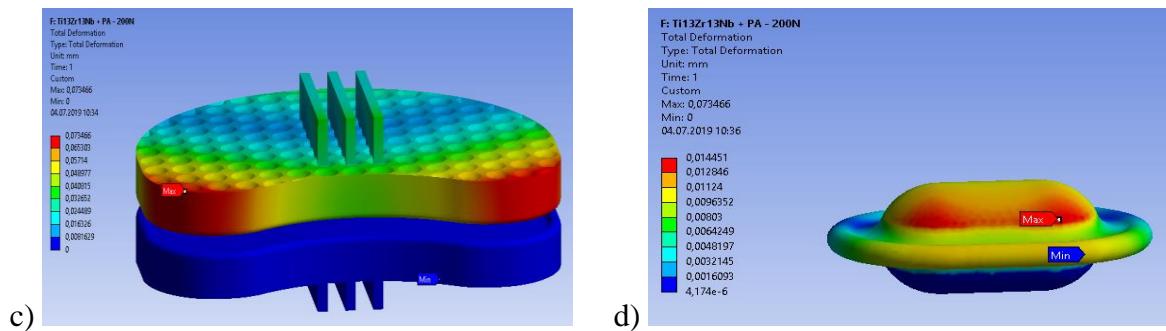


Rys. 11. Naprężenia zredukowane Missesa wyznaczone dla: a) modelu dla Ti6Al4V+PE-HD, b) wkładki PE-HD, c) modelu dla Ti13Zr13Nb+PE-HD, d) wkładki PE-HD, e) modelu dla Ti6Al4V+PA, f) wkładki PA, g) modelu dla Ti13Zr13Nb+PA oraz h) wkładki PA

Jak można zauważyć w Tabeli 11 w przypadku wkładki wykonanej z polietylenu granica plastyczności zostanie przekroczona. W tym przypadku należy odrzucić możliwość wykonania jej z tego tworzywa. Jako materiał, z którego będzie wykonana wkładka wybrano więc poliamid. Dalszą analizę wykonano dla kombinacji Ti6Al4V oraz Ti13Zr13Nb z wkładką wykonaną z poliamidu w celu określenia przemieszczeń, jakie nastąpią w modelu (Rys.10):

- całkowite odkształcenie modelu wyniosło 0,074 mm dla stopu tytanu Ti13Zr13Nb z wkładką wykonaną z poliamidu, w której odkształcenia wyniosły 0,014 mm,
- całkowite odkształcenie modelu wyniosło 0,062 mm dla stopu tytanu Ti6Al4V z wkładką wykonaną z poliamidu, w której przemieszczenia wyniosły 0,014 mm.





Rys. 12. Całkowite odkształcenie: a) modelu dla Ti6Al4V+PA, b) wkładki PA, c) modelu dla Ti13Zr13Nb+PA oraz d) wkładki PE-HD

Materiał wykorzystany do wkładki implantu okazał się dobrany odpowiednio, ponieważ spełnia nie tylko wymagania związane z granicą plastyczności elementu, ale równocześnie zapewnia przeniesienie sił z elementów płytkowych na element pośredniczący.

4. PODSUMOWANIE

Przedstawione w ramach artykułu badania miały na celu wybór odpowiedniej konstrukcji implantu spełniającej wymagania wytrzymałościowe. Koncepcją, która najbardziej odpowiadała danym założeniom był model implantu z wkładką polimerową.

Dobór materiału był istotną kwestią nie tylko ze względu na parametry mechaniczne i fizyczne wykorzystywanych materiałów, ale również możliwości wykorzystania ich w ludzkim organizmie jednocześnie z pełną funkcjonalnością. Dodatkowo jest to ważne ze względu na ciągły rozwój medycyny oraz innych nauk technicznych mających znaczący wpływ na poprawę jakości życia społeczeństwa.

Z uwagi na negatywne zjawiska wywoływane obecnością wanadu (m. in.: zaburzenia neurogenne) oraz aluminium (m. in.: schorzenia naczyń krwionośnych, schorzenia mózgu) jako zastosowany stop wybrano Ti13Zr13Nb. Jest to materiał o dobrych właściwościach mechanicznych w porównaniu do istniejących materiałów używanych na implanty. Wśród takich materiałów ma najbardziej zbliżoną wartość modułu Younga (81,6 GPa, gdzie dla kości wynosi ona około 18 GPa). Istnieje również możliwość wykorzystania metody druku implantu za pomocą technologii SLM, która zapewni uzyskanie dokładnego modelu o wysokich parametrach wytrzymałościowych.

Jako materiał wykorzystany do wykonania wkładki wybrano poliamid, cechujący się biokompatybilnością, a także wyższą granicą plastyczności niż polietylen. Dzięki temu nie ulegnie on odkształceniu, a co za tym idzie – będzie mógł wykonywać prawidłowo swoje funkcje nawet w przypadku wystąpienia wysokiego obciążenia odcinka szyjnego kręgosłupa.

LITERATURA

- [1] 3DP – Druk przestrzenny. Świat Druku 3D, 25 04 2013. [Online]. Available: <http://swiatdruku3d.pl/3dp-druk-przestrzenny/>. [Data uzyskania dostępu: 14 04 2019].
- [2] Carter D., Hayes W.: Bone compressive strenght: the influence of density and strain rate. *Science*, vol. 194, no. 4270, pp. 1174-1176, 12 1976.
- [3] Chanstsoulis M., Świątkowska-Wróblewska K., Skrzek A., Urbanowska J., Chamela-Bilińska D., Zwoliński J., Sakowski J.: Wykorzystanie biowchłaniających implantów w leczeniu operacyjnym choroby zwyrodnieniowej kręgosłupa szyjnego. *Acta Bio-Optica et Informatica*, pp. 66-69, 01 2019.
- [4] Chrzan M., Michnik R., Nowakowska K.: Ocena obciążeń w odcinku szyjnym kręgosłupa podczas użytkowania gogli do wirtualnej rzeczywistości. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 13, pp. 5-12, 2017.

- [5] de Leva P.: Adjustments to Zatsiorsky-Seulyanov's segment inertia parameters. *J. Biomech* vol. 29 no. 9, pp. 1223-1230, 08 1996.
- [6] Gierzyńska-Dolna M., Lijewski M., Mróz A.: Tribologiczne aspekty doboru materiałów na implanty krążka międzykręgowego kręgosłupa. *Tribologia* nr 3, 2014.
- [7] Gzik M.: *Biomechanika kręgosłupa człowieka*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007.
- [8] Gzik M., Lewandowska-Szumieł M., Pawlikowski M., Wychowański M.: *Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna: Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT*, Warszawa 2015.
- [9] Jardini L., Larosa M. A., Kaasi A., Kharmandayan P.: *Additive Manufacturing in Medicine. Materials Science and Materials Engineering*, 2017.
- [10] Karagaraj S. V. F. R., Zhil'tsova T. V., Oliveira M., Simoes J.: Mechanical properties of high density polyethylene/carbon nanotube composite. *Composites Science and Technology*, pp. 3071-3077, 2007.
- [11] Kolasa M., Pełka R., Kolasa P.: Regulowana proteza trzonu szyjnego połączona z płytką szyjną. *The Journal of Spine Surgery*, pp. 52-58, 2012.
- [12] Leniowska L., Korzyński M.: *Mechanika w medycynie*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 2014.
- [13] Mańko M., Zubrzycki J., Karpiński R.: The impact of the artificial intervertebral disc on functioning the lumbar spine. *Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering* Vol. 1, pp. 33-58, 2015.
- [14] Marciniak J.: *Biomateriały*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013.
- [15] Meinck O., Kaempfe D., Weickman H., Friedrich C., Vathauer M., Warth H.: Mechanical properties and electrical conductivity of carbon-nanotube filled polyamide-6 and its blends with acrylonitrile/butadiene/styrene. *Polymer*, pp. 739-748, 2004.
- [16] Nałęcz M.: *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Tom 4: Biomateriały*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2016.
- [17] Nałęcz M.: *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna. Tom 5 Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna.*, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2004.
- [18] Ngo T. D., Kashani A., Imbalzano G., Nguyen K. T. Q., Hui D.: Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, vol. 143, pp. 172-196, 15 06 2017.
- [19] Nowacki J., Dobrański L. A., Gustavo F.: *Implanty śródszpikowe w osteosyntezie kości długich*. Opec Access Library, p. vol. 11(17), 2012.
- [20] Olszówka M., Maciąg K.: *Nowoczesne trendy w medycynie*. Fundacja na rzecz promocji nauki i rozwoju TYGIEL, Lublin 2015.
- [21] Paulsen J. F.: *Atlas anatomii człowieka Sobotta. Ogólne pojęcia anatomiczne. Narządy ruchu*, ERDA, Wrocław 2017.
- [22] PE 300 (PE-HD), Plastics Group, 2019. [Online]. Available: <https://www.plastics.pl/produkty/tworzywa-techniczne/polietylen-pe/pe-300-pe-hd->. [Data uzyskania dostępu: 14 04 2019].
- [23] Poliamid (PA), Plastem, [Online]. Available: <http://www.plastem.pl/oferta/tworzywa-sztuczne/poliamid-pa/>. [Data uzyskania dostępu: 14 04 2019].
- [24] Rozwiązania z tworzyw sztucznych, [Online]. Available: <https://www.ensingerplastics.com/pl-pl/polwyroby/produkty/pa6-tecamid-6-natural>. [Data uzyskania dostępu: 28 03 2019].
- [25] Ryniewicz A. M., Otto M.: Wpływ biomateriału zespolenia śródszpikowego na efektywność zaopatrzenia złamania kości piszczelowej. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2018.
- [26] Ślimak P., Wolański W., Gzik M.: Wpływ stabilizacji przedniej na biomechanikę odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, 2011.

- [27] Świczko-Żurek B., Zieliński A., Ossowska A., Sobieszczyk S.: Biomateriały. Politechnika Gdańska, Gdańsk 2011.
- [28] Uhlmann E., Kersting R., Klein T. B., Cruz M. F., Borille A. V.: Additive manufacturing of titanium alloy for aircraft components. *Procedia CIRP*, vol. 35, pp. 55-60, 2015.
- [29] WOLFTEN Tytan Alloy Grade 5, [Online]. Available: https://www.wolften.pl/files/downloads/TYTAN%20ALLOY%20GRADE%205.pdf?fbclid=IwAR276fimFipB0PORQvanvhFvDxKxXO60W4jYV_0MRKGWLn1ogDi8wSutMw. [Data uzyskania dostępu: 31 05 2019].

DESIGN AND COMPUTATIONAL ANALYSIS OF THE INTERVERTEBRAL DISC IMPLANT OF THE CERVICAL SPINE DESIGNED FOR PRODUCTION USING INCREMENTAL TECHNOLOGIES

Abstract: The article is devoted to the design of a personalized artificial implant of the intervertebral disc of the cervical spine. The work contains preliminary analysis related to the proper functioning of the disc during loading, selection of materials and methods of implant preparation using SLS and SLM additive technologies. Using the MES analysis, strength simulation of the implant was carried out under load conditions of the cervical segment resulting from the position of the body.

Michał WIECZOREK^{1,2}, Maciej MAKUCH²

¹Katedra Fizjoterapii Układu Nerwowego i Narządu Ruchu, AWF im. J. Kukuczki, Katowice (doktorant)

²Oddział Rehabilitacji Neurologicznej, Centrum Zdrowia sp. z o.o., Mikołów

OCENA SKUTECZNOŚCI ĆWICZEŃ KOŃCZYNY GÓRNEJ, WYKONYWANYCH W PRZESTRZENI WIRTUALNEJ PRZY ZASTOSOWANIU BIOLOGICZNEGO SPRZEŻENIA ZWROTNEGO, U PACJENTÓW PO UDARZE NIEDOKRWIENNYM MÓZGU – DONIESIENIA WSTĘPNE

Streszczenie: Celem badań była ocena wpływu programu rehabilitacji pacjentów po udarze na funkcjonalność, motorykę, zakresy ruchomości oraz wartości siły kończyny górnej, uzupełnionego o ćwiczenia w przestrzeni wirtualnej oraz porównanie osiągniętych wyników z grupą kontrolną. Do oceny stanu funkcjonalnego pacjentów użyto testów Fugl-Mayer Motor Assessment, Frenchy Arm Test oraz skali Lovetta. Dokonano pomiarów zakresu ruchomości w stawach barkowym, promieniowo-nadgarstkowym (płaszczyzny: czołowa i strzałkowa), łokciowym, jak również zmierzono wartości siły chwytów: cylindrycznego, szczypcowego, bocznego i trójpunktowego.

Słowa kluczowe: udar niedokrwienny, wirtualna rzeczywistość, biofeedback

1. WSTĘP

Udar i inne choroby naczyniowe mózgu powodowane zablokowaniem przepływu krwi lub krwawieniem powodują utratę normalnego krążenia i skutkują powstaniem obszarów hipoksji lub anoksji, a w rezultacie często nieodwracalne uszkodzenia mózgu [1]. Może to powodować porażenie kończyn, zaburzenia mowy, utratę pamięci i rozumienia, śpiączkę, a także śmierć[7]. Nawet 50%-75% osób po udarze odczuwa zaburzenia w obrębie kończyny górnej 3-6 miesięcy od zachorowania, co obniża jakość życia [17, 18]. Badania ukazują, że ćwiczenia prowadzone z dużą częstotliwością oraz ich zadaniowy charakter może zainicjować korową reorganizację i poprawić powrót funkcji motorycznych. Badania z użyciem funkcjonalnego rezonansu magnetycznego ukazują, że trening z zastosowaniem wirtualnej rzeczywistości (virtual reality, VR) powoduje korową reorganizację u osób po udarze mózgu [15, 18].

Rzeczywistość wirtualna jest platformą technologiczną pozwalającą rozwijać środowisko generowane komputerowo, w którym można wchodzić w interakcję z każdym obiektem, jak również wykonywać zadania ruchowe [9]. Natomiast biologiczne sprzężenie zwrotne (biofeedback, BF) zwiększa świadomość ruchu lub funkcji i stosuje się je w rehabilitacji od ponad pięćdziesięciu lat aby przywrócić prawidłowe wzorce ruchowe [5, 11]. Połączenie VR

i BF pozwala na wykonanie zadań, które motywują pacjenta do pracy i przynoszą mu przyjemność [5].

2. CEL BADAŃ

Celem badań była ocena wpływu programu rehabilitacji pacjentów po udarze na funkcjonalność, motorykę, zakres ruchomości oraz wartość siły kończyny górnej. Program rehabilitacji został uzupełniony o ćwiczenia w przestrzeni wirtualnej, a uzyskane wyniki porównane z grupą kontrolną.

3. MATERIAŁY I METODY

Na prowadzenie badań uzyskano zgodę Uczelnianej Komisji Bioetycznej ds. Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach (uchwała nr 6/2015).

Do badań zakwalifikowano 16 mężczyzn, których przydzielono do dwóch równolicznych grup: badanej i kontrolnej.

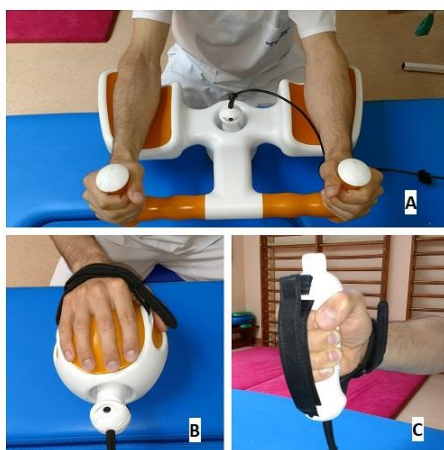
Średnia wieku w grupie badanej wynosiła 63,75 (SD 5,52) lat, średnia masy ciała wyniosła 86,88 (SD 10,43) kg, średnia wysokość ciała 1,76 (SD 0,07) metra. W grupie kontrolnej średnia wieku wyniosła 64 (SD 7,78) lata, średnia masy ciała wyniosła 75,75 (SD 13,19) kg, średnia wysokość ciała 1,71 (SD 0,07) metra.

Kryterium włączenia: udar niedokrwienny, ograniczona funkcja ręki, min. 2 w skali Lovetta[10], wczesny okres po udarze (do 2 miesięcy), min. 25 punktów w skali Mini Mental Scale[3] (określającą stan poznawczy pacjenta), ustabilizowany stan kliniczny, zgoda na udział w badaniach, brak zaburzeń ortostatycznych, 1 – 3 w skali Rankina[12] (oceniającą stopień niezależności pacjenta).

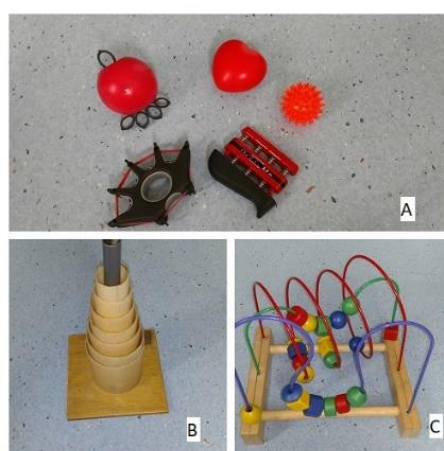
Kryterium wyłączenia: udar krwotoczny, całkowity brak funkcji chwytnej ręki (0 punktów w Frenchay Arm Test [16]), okres powyżej 2 miesięcy po udarze, <25 punktów w Mini Mental Scale, niestabilizowany stan kliniczny, brak współpracy ze strony pacjenta, brak zgody pacjenta na udział w badaniach, afazja sensoryczna, utrwalone przykurcze, guzy mózgu, padaczka, zespół Sudecka, świeże złamanie lub uraz, schorzenia skóry i stawów uniemożliwiające trening na urządzeniu, brak możliwości optymalnego dostosowania urządzenia do pacjenta, ciężka spastyczność (4 – 5 w skali Ashworth[6]), zaburzenia ortostatyczne, 0 lub 4, 5 w skali Rankina.

W grupie badanej pacjenci, oprócz tradycyjnej terapii, wykonywali ćwiczenia z użyciem systemu Pablo® (Tyromotion, Graz, Austria), będącym narzędziem zaprojektowanym do treningu w warunkach wirtualnej rzeczywistości z wykorzystaniem biofeedbacku. W skład urządzenia wchodzi czujnik połączony z komputerem za pomocą kabla USB, dodatkowo można go zamocować w przystawce w kształcie kuli lub podstawce do ćwiczeń bilateralnych (Rycina 1). W czujniku znajdują się akcelerometry umożliwiające odczytanie ruchów w dwóch osiach w zakresie 180° oraz miernik nacisku umożliwiający odczytanie siły chwytu izometrycznego do 1000 N oraz szczypcowego do 200 N. Do czujnika dołączone jest oprogramowanie zawierające narzędzia do pomiaru siły i zakresu ruchomości oraz zestaw gier.[14]

Pacjenci z grupy kontrolnej poddani zostali tradycyjnej terapii z wykorzystaniem standardowych urządzeń do prowadzenia ćwiczeń manualnych (np. piramida, aparat do ćwiczeń manualnych dłoni, piłki do rehabilitacji dłoni, przyrząd do ćwiczeń zginaczy i prostowników dłoni) (Rycina 2) w dwóch sesjach treningowych, każda po pół godziny.



Rys. 1. Urządzenie Pablo® użyte do terapii w grupie badanej: (A) podstawa do ćwiczeń bilateralnych, (B) przystawka w kształcie kuli, (C) czujnik urządzenia



Rys. 2. Sprzęt wykorzystywany do tradycyjnej terapii manualnej: (A) przyrządy do ćwiczeń zginaczy i prostowników palców, (B) piramida, (C) aparat do ćwiczeń manualnych dłoni

Terapia była prowadzona przez pół godziny dziennie, pięć dni w tygodniu, przez cztery tygodnie. Ćwiczenia dobierane były indywidualnie dla każdego uczestnika w zależności od dysfunkcji.

Przed rozpoczęciem badania oraz po zastosowanej interwencji wszyscy uczestnicy zostali poddani ocenie za pomocą skali Lovetta, Fugl-Mayer Motor Assessment (FMA)[4] oraz Frenchay Arm Test (FAT). Wykorzystując urządzenie Pablo® ocenie poddano również zakresy ruchomości w stawach barkowym, promieniowo-nadgarstkowym (płaszczyzna czołowa i strzałkowa), łokciowym (płaszczyzna strzałkowa), siłę eksplozywną uścisku cylindrycznego, szczypcowego, bocznego i trójpunktowego. Wyznaczono również Indeks Kontroli Siły (Force Control Index). Pomiary przeprowadzane za pomocą urządzenia Pablo® każdorazowo wykonywane były trzykrotnie, a uśredniona wartość tych pomiarów została użyta do obliczeń statystycznych.

Wyniki uzyskane przed i po terapii poddano analizie statystycznej przy pomocy programu STATISTICA 13.1. Wewnątrzgrupowe porównania przeprowadzono testem t Studenta, a w przypadku nie spełnienia warunków testu parametrycznego przeprowadzono test kolejności par Wilcoxona. Natomiast wyniki międzygrupowe porównano testem t Studenta dla prób niezależnych lub testem U Manna-Whineya przy braku rozkładu Gaussa (test W Shapiro-Wilka), lub niejednorodności wariancji (test Levene'a). Za istotne przyjęto prawdopodobieństwo na poziomie $p \leq 0,05$, a za wysoce istotne przyjęto prawdopodobieństwo na poziomie $p \leq 0,01$.

4. WYNIKI

Średnia dni po udarze w grupie badanej wyniosła 19,13 (SD 3,36), w skali Ashworth pacjenci uzyskali średnio 0,25 (SD 0,46) punktu, natomiast w skali Rankina średnio 2,63 (SD 0,52) punktu, czterech pacjentów miało niedowład lewostronny, a kolejnych czterech prawostronny. W grupie kontrolnej zaś średni okres po udarze wyniósł 18,13 (SD 6,85) dnia, średnia punktów w skali Ashworth wyniosła 0,5 (SD 0,53), w skali Rankina 2,75 (SD 0,46), trzech pacjentów miało niedowład lewostronny, pięciu prawostronny. Wszyscy uczestnicy badania byli praworęczni.

Biorąc pod uwagę całość testu Fugl-Mayer wyniki wykazują, że w obydwu grupach uzyskano istotny statystycznie wzrost liczby uzyskanych punktów. W przypadku poszczególnych jego części składowych sytuacja przedstawia się następująco: pacjenci grupy badanej uzyskali istotną statystycznie poprawę wyników w części A i B testu, w części C wyniki pogorszyły się (12,38 pkt. przed vs. 12 pkt. po), w części D wyniki uzyskane po terapii poprawiły się, jednak zmiana nie wykazała istotności statystycznej; w grupie kontrolnej we wszystkich częściach składowych testu wykazano wzrost wyników po przeprowadzonej interwencji, jednakże tylko w części A zmiana ta wykazała istotność statystyczną. Biorąc pod uwagę wyniki uzyskane w Frenchay Arm Test obydwie badane grupy pacjentów wykazały poprawę, ale zmiana ta była statystycznie nieistotna. W skali Lovetta uzyskano poprawę w obydwu grupach, jednak tylko w grupie badanej wzrost ten nosił znamiona istotności (Tabela 1). Porównanie wyników międzygrupowych w w/w testach po zastosowanej terapii nie wykazało różnic istotnych statystycznie.

Tabela 1. Wyniki testów w grupie badanej i kontrolnej, przed i po zastosowanej terapii. FMA – Fugl-Mayer Assesment; FMA A-D – poszczególne składowe testu FMA; FAT – Frenchay Arm Test; (+) – $p \leq 0,05$, (-) – $p > 0,05$. Test kolejności par Wilcozona

test	badana		kontrolna	
	Przed (SD)	Po (SD)	Przed (SD)	Po (SD)
FMA-A	26,25 (9,16)	31,5 (8,59) ⁺	28,8(4,67)	31,88 (4,32) ⁺
FMA-B	4,88 (3,52)	8 (3,42) ⁺	6,75 (3,65)	7,5 (3,82) ⁻
FMA-C	12,38 (8,43)	12 (4,9) ⁻	10,25 (5,6)	12,13 (3,36) ⁻
FMA-D	4,88 (0,99)	5,13 (0,99) ⁻	4,5 (0,76)	4,63 (1,30) ⁻
FMA	48,38 (19,6)	56,63 (17,3) ⁺	50,38 (13,14)	56,13 (11,72) ⁺
FAT	3,50 (1,77)	4,37 (1,4) ⁻	3,63 (1,76)	4,13 (1,36) ⁻
Lovett	3,38 (1,06)	4,13 (1,36) ⁺	3,63 (0,51)	4 (0) ⁻

Wyniki uzyskane podczas pomiarów zakresów ruchomości i siły mięśniowej w grupie badanej w większości przypadków wzrosły znacząco, jednak odnotowano także spadki wartości. Wysoce istotną zmienność statystyczną uzyskano w pomiarach odwiedzenia w stawie barkowym i wyprostu w stawie promieniowo-nadgarstkowym. Wyniki istotne statystycznie uzyskano w pomiarach zgięcia w stawie barkowym, zgięcia w stawie łokciowym, pronacji przedramienia, zgięciu dopromieniowym w stawie promieniowo-nadgarstkowym oraz w pomiarach siły chwytu szczypcowego między palcami I-II, I-V, chwytu bocznego i trójpunktowego. Wzrost wyników bez uzyskania istotności statystycznej otrzymano podczas pomiarów siły chwytu cylindrycznego i wyprostu palców, supinacji przedramienia, zgięcia w stawie promieniowo-nadgarstkowym, siły chwytu szczypcowego między palcami I-III, I-IV. Spadek wartości pomiarów bez znaczenia statystycznego wykazały pomiary zgięcia dołokciowego w stawie promieniowo-nadgarstkowym oraz w Indeksie Kontroli Siły.

W grupie kontrolnej wyniki istotne statystycznie uzyskano jedynie w pomiarach odwiedzenia w stawie barkowym. W pozostałych przypadkach uzyskany wzrost wyników nie

wykazał istotności. Pogorszenie wyników odnotowano w pomiarach wyprostu w stawie promieniowo-nadgarstkowym, różnica nieistotna statystycznie. (Tabela 2)

Porównując wyniki międzygrupowe w w/w pomiarach po przeprowadzonej terapii nie wykazano różnic istotnych statystycznie.

Tabela 2. Wyniki pomiarów grupy badanej i kontrolnej, przed i po zastosowanej terapii. Zakresy ruchów podano w stopniach kątowych; pomiary siły w [kg]; Indeks Kontroli Siły (FCI) wyliczane przez oprogramowanie urządzenia Pablo, bez jednostki. (++) – $p \leq 0,01$; (+) – $p \leq 0,05$; (-) – $p > 0,05$; (*) – test t Studenta dla prób zależnych; (§) – test kolejności par Wilcoxon

test	badana		kontrolna	
	Przed (SD)	Po (SD)	Przed (SD)	Po (SD)
chwyt cylindryczny - zgięcie	7,83 (4,71)	10,57 (6,09) ^{-*}	11,19 (6,26)	11,80 (5,37) ^{-*}
chwyt cylindryczny - wyprost	1,36 (0,84)	2,04 (1,56) ^{-*}	1,58 (1,44)	2,08 (1,64) ^{-*}
st. barkowy - odwiedzenie	120,63 (56,9)	143,58 (49,03) ^{++§}	147,75 (29,67)	162,77 (35,07) ^{+§}
st. barkowy - zgięcie	122,63 (59,57)	142,92 (51,77) ^{+§}	145,07 (33,69)	166,87 (13,66) ^{-*}
st. łokciowy - zgięcie	121,11 (44,94)	146,15 (39,53) ^{+§}	141,27 (18,99)	149,37 (18) ^{-*}
pronacja przedramienia	58,35 (28,34)	71,04 (30,16) ^{+§}	75,18 (14,12)	78,36 (14,07) ^{-§}
supinacja przedramienia	74,5 (31,77)	77 (30,95) ^{-§}	71,35 (24,74)	78,70 (17,59) ^{-§}
st. promieniowo-nadgarstkowy - zgięcie	58 (22,8)	63,28 (19,29) ^{-§}	74,38 (16,45)	75,36 (14,52) ^{-*}
st. promieniowo-nadgarstkowy - wyprost	20,72 (14,38)	52,12 (21,9) ^{++*}	36,51 (13,93)	34,74 (20,47) ^{-*}
st. promieniowo-nadgarstkowy - dopromieniowo	8,85 (6,26)	20,27 (13,55) ^{++*}	15,2 (6,44)	18,75 (6,53) ^{-*}
st. promieniowo-nadgarstkowy - dolokciowo	30,83 (10,36)	29,02 (11,27) ^{-§}	34,33 (17,56)	40,63 (9,99) ^{-*}
chwyt szczypcowy I-II	1,69 (1,23)	2,49 (1,15) ^{++*}	2,3 (1,46)	2,43 (1,4) ^{-*}
chwyt szczypcowy I-III	1,60 (1)	2,01 (0,94) ^{-*}	2,10 (1,27)	2,20 (1,14) ^{-*}
chwyt szczypcowy I-IV	1,13 (0,86)	1,44 (0,74) ^{-*}	1,74 (1,05)	1,80 (0,96) ^{-*}
chwyt szczypcowy I-V	0,66 (0,57)	1,08 (0,61) ^{++*}	1,10 (0,81)	1,23 (0,86) ^{-*}

chwyt boczny	2,95 (1,99)	4,13 (2,21) ^{+*}	4,06 (2,64)	4,34 (2,14) ^{-*}
chwyt trójpunktowy	2,14 (1,57)	3,21 (1,74) ^{+*}	2,93 (1,88)	3,42 (1,94) ^{-*}
FCI	65,21 (24,94)	63,67 (25,65) ^{-*}	43,29 (20,95)	52,25 (16,61) ^{-*}

5. Dyskusja

W badaniach oceniano wpływ programu rehabilitacji pacjentów po udarze na funkcjonalność, motorykę, zakresy ruchomości oraz wartość siły kończyny górnej, uzupełnionego o ćwiczenia w przestrzeni wirtualnej z biologicznym sprzężeniem zwrotnym oraz porównano uzyskane wyniki z grupą kontrolną poddaną tradycyjnej terapii. Uzyskane wyniki ukazują większy wzrost sprawności i siły kończyny górnej u pacjentów poddanych nowoczesnej terapii. Potwierdza to rezultaty uzyskane przez innych autorów. Kluczowym aspektem w procesie usprawniania po przebytych zawale mózgu wydaje się być zapewnienie odpowiedniej intensywności ćwiczeń oraz ich zadaniowego charakteru. Same ćwiczenia powinny być dostosowane do aktualnych umiejętności, ale równocześnie powinny uwzględniać potencjał jakim dysponuje pacjent. Nie mogą być ani zbyt łatwe, ani zbyt trudne, ponieważ obydwie sytuacje mogą zniechęcać do ćwiczeń. Yeh i in. (2017) wykazali poprawę siły uścisku szczypcowego po zastosowaniu treningu w warunkach VR. Każdy z szesnastu pacjentów trzy razy w tygodniu, przez okres ośmiu tygodni uczestniczył w trzydziestominutowych sesjach treningowych z użyciem „dotykowego systemu wirtualnej rzeczywistości”. Autorzy podkreślali w swojej pracy wagę odpowiedniego dobrania zadań ruchowych do możliwości uczestników. [18] Kolejną kwestią jest ocena wyników przed i po prowadzonych interwencjach. Użyte przez nas testy nie we wszystkich aspektach wykazały odpowiednią czułość. Test Fugl-Mayer w części C ocenia zakres ruchu i stabilność w stawie promieniowo-nadgarstkowym. Wyniki uzyskane w tej części testu nie korespondowały z wynikami uzyskanymi w pomiarach zakresu ruchu uzyskanymi dzięki urządzeniu użytemu w badaniu, gdzie różnica przed i po okazała się wysoce istotna statystycznie w grupie badanej, podczas gdy w teście FMA-C wykazano spadek wartości w przeprowadzonych pomiarach. Colomer i in. (2016) wykazali poprawę funkcji kończyny górnej po 30 sesjach treningowych. Każda z sesji trwała 45 minut, treningi prowadzone były 3 do 5 razy w tygodniu i odbywały się w warunkach „mieszanej rzeczywistości”. Pacjent siedział przy stole, na powierzchni którego projektor generował obraz. Ruch kończyny był rejestrowany przez czujnik Kinect™ (Microsoft®, Redmond, WA, USA), dzięki temu uczestnicy mogli wykonywać zadania ruchowe. Autorzy skupili się na ruchach zgięcia i wyprostowania w stawie łokciowym, promieniowo-nadgarstkowym i palców oraz na chwytaniu przedmiotów. Badacze również podkreślali niską czułość testu FMA w ocenie kończyny dotkniętej mniejszym porażeniem [2]. W ocenie skuteczności podjętych działań terapeutycznych miarodajne jest określenie siły mięśniowej w skali ilościowej. Tradycyjne testy do oceny kończyny górnej dostarczają nam informacji o wzroście siły mięśni w sposób pośredni, jednakże nowoczesne urządzenia wyposażone są w narzędzia do określenia siły mięśniowej, Huang i in. (2018) użyli w badaniach zrobotyzowanego urządzenia do rehabilitacji dłoni o pięciu stopniach swobody. Po przymocowaniu dłoni urządzenie pozwala na wykonywanie ruchów czynnych jak i wspomaganych, a zadania ruchowe są wyświetlane na monitorze komputera. Autorzy badania skupili się na funkcji chwytnej ręki. Po osiemnastotygodniowej terapii uzyskano zwiększenie siły zgięcia i wyprostowania palców jak również zwiększenie zakresu ruchomości. Sesje odbywały się trzy razy w tygodniu po pół godziny. Potwierdzili tym samym użyteczność nowych metod pomiarów w ocenie postępów rehabilitacji [7]. Nie bez znaczenia wydaje się być stymulowanie ośrodka nagrody w mózgu, co można osiągnąć poprzez zastosowanie pozytywnego wzmocnienia. Samuel i in. (2017) wykazali poprawę funkcji

kończyny górnej u pacjentów poddanych terapii w warunkach wirtualnej rzeczywistości w połączeniu z przyjmowaną lewodopą. Terapia była prowadzona przez dwa tygodnie, sesje trwały pół godziny i odbywały się pięć dni w tygodniu. Urządzenie użyte w badaniach stymulowało aktywny wyprost i zgięcie w stawie łokciowym, dodatkowo stosowano pozytywne wzmocnienie w postaci sygnałów audiowizualnych po prawidłowym wykonaniu zadania. W tradycyjnej terapii nie zawsze jesteśmy w stanie wystarczająco mocno podkreślić fakt osiągnięcia kolejnego etapu, podczas gdy w oprogramowaniu dostarczanym jako platforma VR pacjenci mają możliwość śledzenia swoich postępów na bieżąco [13]. Autorzy badań skupiających się na ocenie skuteczności terapii w warunkach wirtualnej rzeczywistości podkreślają nie tylko wagę zadaniowości podejmowanych treningów, ale również fakt, że terapia taka pomaga przyciągnąć uwagę ćwiczących i utrzymać ją przez długi czas. Lee i in. (2016) poddawali pacjentów 30 minutowym sesjom, trzy razy w tygodniu przez okres sześciu tygodni. Zadanie polegało na wykonywaniu symetrycznych i asymetrycznych bilateralnych ćwiczeń w warunkach VR, wyniki uzyskane przez autorów ukazują celowość prowadzenia tego typu terapii. Wykazano również istotną statystycznie różnicę porównując uzyskane wyniki z grupą kontrolną wykonującą takie same zadania ruchowe, ale bez sprzężenia zwrotnego ze strony VR. Podkreślają oni w swojej pracy wagę utrzymania koncentracji na wykonywanym zadaniu i wyższość VR w tym względzie [8].

6. WNIOSKI

Uzyskane wyniki ukazują wzrost liczby punktów zdobytych po przeprowadzonych interwencjach w obydwu grupach. Jednakże wyniki osiągnięte w grupie badanej częściej wykazywały istotne statystycznie różnice wartości przeprowadzonych pomiarów. Sugeruje to większą skuteczność nowoczesnej terapii, jednakowoż zbyt mała liczebność grup nie pozwoliła na ukazanie statystycznie istotnych różnic między grupami badaną i kontrolną. Wskazane jest przebadanie większej liczby pacjentów celem wykazania, która z zastosowanych interwencji terapeutycznych (jeżeli w ogóle) przynosi większą korzyść dla pacjenta.

LITERATURA

- [1] Ciou S.-H. et al.: Balance training using an interactive game to enhance the use of the affected side after stroke. *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 27, no. 12, 2015, p. 3855–3861.
- [2] Colomer C. et al.: Effect of a mixed reality-based intervention on arm, hand, and finger function on chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, no. 1, 2016.
- [3] Folstein M.F. et al.: "Mini-mental state": A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, vol. 12, no. 3, 1975, p. 189–198.
- [4] Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S S.S.: The post-stroke hemiplegic patient. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine.*, vol. 7, no. 1, 1975, p. 13–31.
- [5] Giggins O.M. et al.: Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 10, no. 1, 2013, p. 60.
- [6] Gregson J.M. et al.: Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. *Age and ageing*, vol. 29, no. 3, 2000, p. 223–8.
- [7] Huang X. et al.: The Combined Effects of Adaptive Control and Virtual Reality on Robot-Assisted Fine Hand Motion Rehabilitation in Chronic Stroke Patients: A Case

- Study. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, vol. 27, no. 1, 2018, p. 221–228.
- [8] Lee S. et al.: Effect of Virtual Reality-based Bilateral Upper Extremity Training on Upper Extremity Function after Stroke: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Occupational Therapy International*, vol. 23, no. 4, 2016, p. 357–368.
- [9] Lledó L.D. et al.: A Comparative Analysis of 2D and 3D Tasks for Virtual Reality Therapies Based on Robotic-Assisted Neurorehabilitation for Post-stroke Patients. *Frontiers in Aging Neuroscience*, vol. 8, no. AUG, 2016, p. 1–16.
- [10] Lovett R.W.: Certain aspects of infantile paralysis. *Journal of the American Medical Association*, vol. LXVI, no. 10, 1916, p. 729.
- [11] Pollock A. et al.: Interventions for improving upper limb function after stroke. *Cochrane database of systematic reviews (Online)*, vol. 11, no. 11, 2014, p. CD010820–CD010820.
- [12] Rankin J.: Cerebral Vascular Accidents in Patients over the Age of 60: II. Prognosis. *Scottish Medical Journal*, vol. 2, no. 5, 1957, p. 200–215.
- [13] Samuel G.S. et al.: Combining levodopa and virtual reality-based therapy for rehabilitation of the upper limb after acute stroke: Pilot study part II. *Singapore Medical Journal*, vol. 58, no. 10, 2017, p. 610–617.
- [14] Seitz, Alexander R.J.: Monitoring of Visuomotor Coordination in Healthy Subjects and Patients with Stroke and Parkinson’s Disease: An Application Study Using the PABLOR-Device. *International Journal of Neurorehabilitation*, vol. 01, no. 02, 2014, p. 1–8.
- [15] Tobler-Ammann B.C. et al.: Concurrent validity and test-retest reliability of the Virtual Peg Insertion Test to quantify upper limb function in patients with chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, no. 1, 2016, p. 1–14.
- [16] Wade D.T. et al.: The hemiplegic arm after stroke: measurement and recovery. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, vol. 46, no. 6, 1983, p. 521–524.
- [17] Widmer M. et al.: Does motivation matter in upper-limb rehabilitation after stroke? ArmeoSenso-Reward: Study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, vol. 18, no. 1, 2017, p. 1–9.
- [18] Yeh S.C. et al.: The Efficacy of a Haptic-Enhanced Virtual Reality System for Precision Grasp Acquisition in Stroke Rehabilitation. *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 2017, 2017.

EVALUATION OF THE EFFECTIVENESS OF UPPER LIMB EXERCISE PERFORMED IN THE VIRTUAL REALITY USING BIOFEEDBACK IN PATIENTS AFTER ISCHEMIC STROKE - PRELIMINARY REPORTS

Abstract: The aim of the study was to assess the impact of post-stroke rehabilitation program on functionality, motor skills, mobility ranges and upper limb strength values, supplemented with VR exercises and comparison of the results obtained with the control group. The Fugl-Mayer Motor Assessment, the Frenchy Arm Test and the Lovett scale were used to assess the functional status of the patients. Measurements of the range of motion in shoulder, radial-wrist joints (planes: frontal and sagittal) and elbow were measured, as well as the values of grip strength: cylindrical, pincer, lateral and three-point.