

Miłosz CHRZAN¹, Michał DRABEK¹, Piotr GRABIEC¹, Tomasz LIS¹,
Michał BURKACKI², Sławomir SUCHOŃ²

¹Studenckie Koło Naukowe „Biokreatywni”, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

KONCEPCJA BIOMECHATRONICZNEGO EGZOSZKIELETU DŁONI Z WYKORZYSTANIEM DRUKU 3D

Streszczenie: Artykuł opisuje projekt biomechatronicznego egzoszkieletu dłoni z wykorzystaniem technologii druku 3D. W pracy przedstawiony został proces tworzenia modelu w środowisku CAD, wybór poszczególnych komponentów urządzenia, a także uzasadniony zostaje wybór tworzywa sztucznego ABS jako materiału, który posłuży do wydrukowania elementów konstrukcji. Model poddany został analizie wytrzymałościowej w miejscach najbardziej podatnych na obciążenia, tj. w miejscu łączenia segmentów poszczególnych palców.

Słowa kluczowe: egzoszkielec, druk 3D, biomechatronika, arduino, dłoń, CAD

1. WSTĘP

W dzisiejszych czasach można zaobserwować postęp technologiczny, dzięki któremu w różnych dziedzinach nauki pojawiają się możliwości praktycznego wykorzystania technik oraz narzędzi, które do tej pory były dla nich nieosiągalne. Zagadnieniem związanym z poprawą jakości życia pacjentów jest wykorzystanie tych możliwości w celu poprawy skuteczności procesu leczenia w różnego typu schorzeniach lub urazach. Jednym z rozwiązań, które dostarcza dzisiejsza technika do zastosowania w celach rehabilitacji są egzoszkielety [1].

Egzoszkielec to urządzenie mocowane na zewnątrz ciała, które umożliwia wzmocnienie siły mięśni użytkownika. Pozwala ono na wspomaganie lub umożliwienie ruchu za pomocą siłowników, których praca regulowana jest za pomocą układu sterującego. Sterowanie może być realizowane za pomocą różnych metod, np. głosem, czujnikami inercyjnymi lub sygnałami bioelektrycznymi pochodzącymi z ośrodkowego układu nerwowego [2].

Druk 3D stanowi technologię, dzięki której możliwa jest realizacja fizycznego, trójwymiarowego obiektu w oparciu o opracowany za pomocą oprogramowania CAD model. Proces druku polega na nakładaniu na siebie kolejnych warstw materiału, aż do uzyskania gotowego obiektu. Na dzień dzisiejszy dostępne są rozwiązania umożliwiające wykonanie za pomocą druku 3D przedmiotów z tworzyw sztucznych, metalu lub ceramiki. Jedną z dziedzin, w których technologia ta znajduje zastosowanie jest medycyna. Daje ona możliwość tworzenia spersonalizowanych, pojedynczych projektów, które do tej pory nie były możliwe do wykonania, zwłaszcza ze względu na koszty [3].

2. CEL PRACY

Celem pracy było opracowanie w oprogramowaniu CAD modelu biomechanicznego egzozszkieletu dłoni, który mógłby zostać wykonany przy wykorzystaniu druku 3D.

3. METODYKA PRACY

Pierwszym etapem projektu był pomiar wielkości antropometrycznych dłoni, co umożliwiło zaprojektowanie egzozszkieletu o odpowiednich wymiarach. Kolejnym krokiem było opracowanie ogólnej koncepcji projektu, szkiców dotyczących geometrii oraz zaprojektowanie wszystkich elementów egzozszkieletu. Ważnym aspektem projektowania było założenie, by wszystkie elementy mogły zostać wydrukowane w większości dostępnych drukarek 3D, dla których wymiary druku oscylują wokół 250 mm x 150 mm x 120 mm. Środowiskiem służącym do projektowania był program Autodesk Inventor 2016.

Następnie przeprowadzony został dobór gotowych komponentów, takich jak płytką sterująca Arduino Leonardo oraz serwomechanizmy TowerPro SG90. Kolejnym etapem pracy był dobór materiału na poszczególne elementy egzozszkieletu, gdzie spośród trzech powszechnie wykorzystywanych materiałów, tj. ABS, PLA oraz PET wybrany został jeden, najlepiej spełniający założenia projektu. Materiały zostały ocenione pod względem wytrzymałości, elastyczności oraz dokładności wydruku możliwej do uzyskania. Wybrany materiałem został ABS, który jest tworzywem sztucznym o dobrych właściwościach mechanicznych, którymi odznaczał się na tle pozostałych pozycji. Dla tego materiału przeprowadzona została analiza wytrzymałościowa konstrukcji egzozszkieletu. Analizie poddane zostały elementy najbardziej podatne na obciążenia, tj. miejsca łączące segmenty palców.

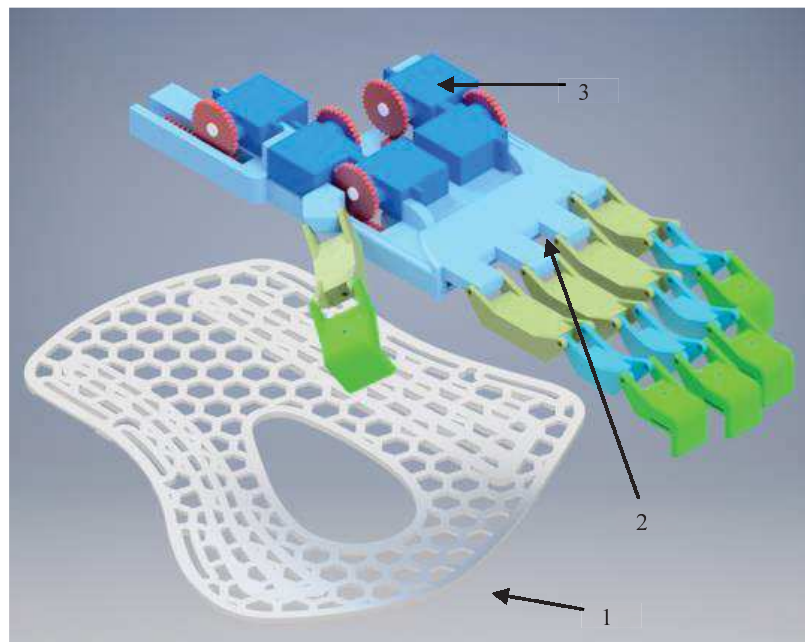
4. WYNIKI

W ramach pracy wykonano projekt egzozszkieletu dłoni. Model był złożony z 25 elementów, a przy zastosowaniu metody FDM(ang. Fused deposition modeling) oraz zastosowaniu pełnego wypełnienia dla wydruku 3D, posiadałby masę 150 g.

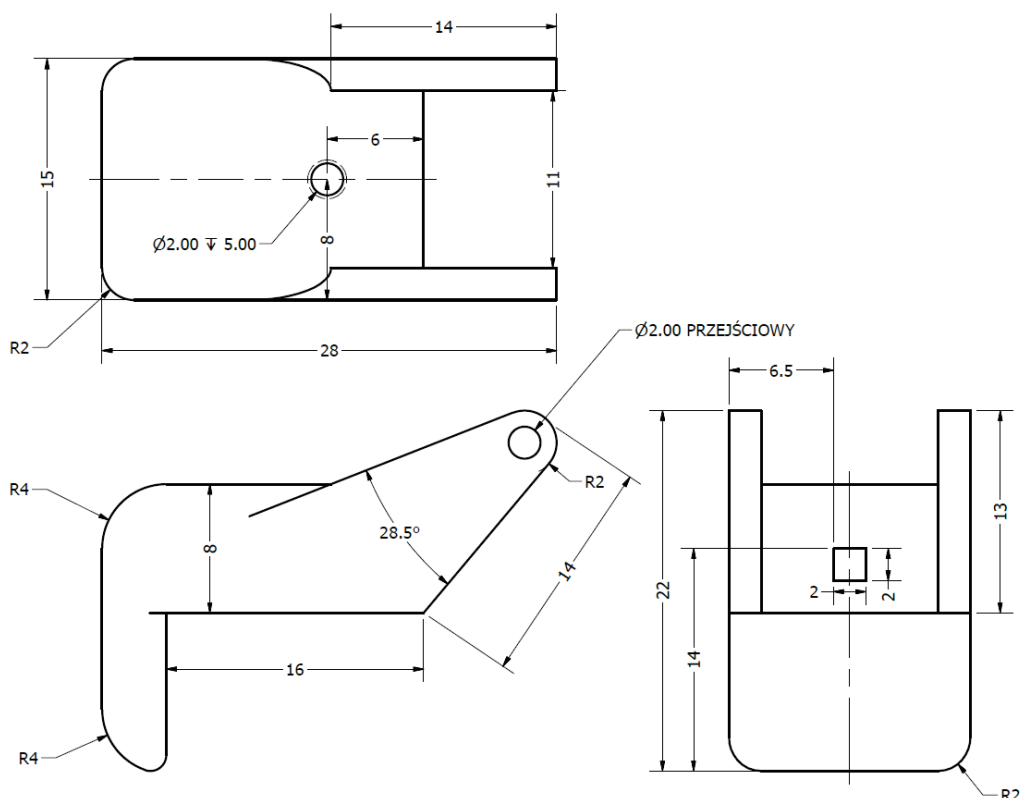
Egzozszkielet poprzez wkręty został przymocowany do stabilizatora stawu nadgarstkowego, który również został wykonany metodami druku 3D, a który pod wpływem temperatury dopasowuje się do kształtu przedramienia oraz stawu nadgarstkowego, co zapewnia stabilne utwierdzenie dla egzozszkieletu(rys. 1). Sposób połączenia poszczególnych części oraz segmentów egzozszkieletu został schematycznie przedstawiony na rysunku 1.

Dla projektu specjalnie stworzony został mechanizm propagacji ruchu palców. Mechanizm ten jest oparty na żyłce z tworzywa sztucznego, przechodzącej przez kolejne elementy palców - ciągnięta lub popychana przez serwomechanizmy żyłka powoduje odpowiednio, prostowanie lub zginanie segmentów, a w konsekwencji wymusza ruch palców. Miejsce prowadzenia, oraz mocowania żyłki, można zobaczyć na rysunku 2.

Szacunkowy koszt wykonania egzozszkieletu oraz kupna komponentów wynosi 500 zł.



Rys. 1. Model egzoszkieletu (1. Element kształtowany indywidualnie dostosowany do anatomicznego kształtu kończyny górnej pacjenta 2. Konstrukcja egzoszkieletu 3. Serwomechanizm)



Rys. 2. Rysunek techniczny pierwszego segmentu palca

Dla poszczególnych elementów egzoszkieletu, dla materiału ABS i PET wykonano analizę wytrzymałościową z wykorzystaniem solvera MES wbudowanego w oprogramowanie Autodesk Inventor 2016. Własności mechaniczne materiału ABS i PET zostały pobrane z biblioteki materiałowej powyższego oprogramowania i zostały opisane w tabeli 1 i tabeli 2.

Tabela 1 Własności mechaniczne materiału ABS

Gęstość [g/cm ³]	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona	Granica plastyczności [MPa]
1,06	2,24	0,38	20

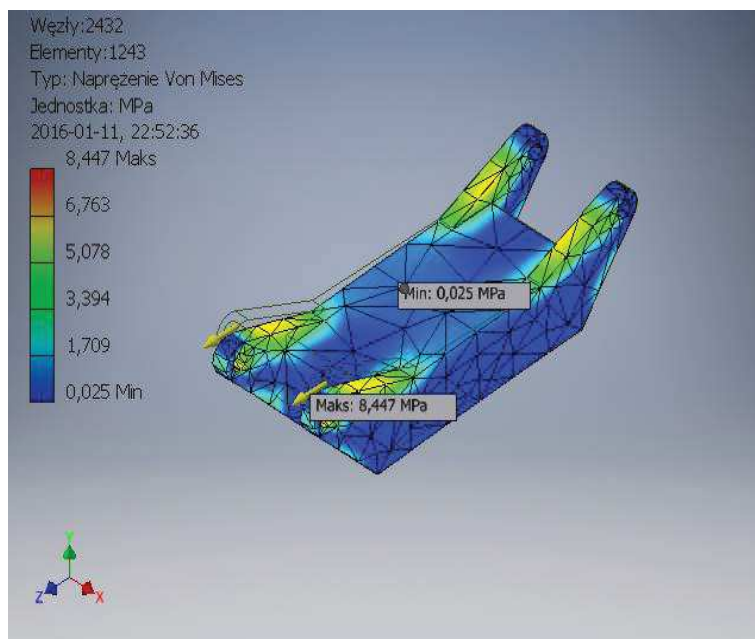
Tabela 2 Własności mechaniczne materiału PET

Gęstość [g/cm ³]	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona	Granica plastyczności [MPa]
1,541	27,579	0,417	54,4

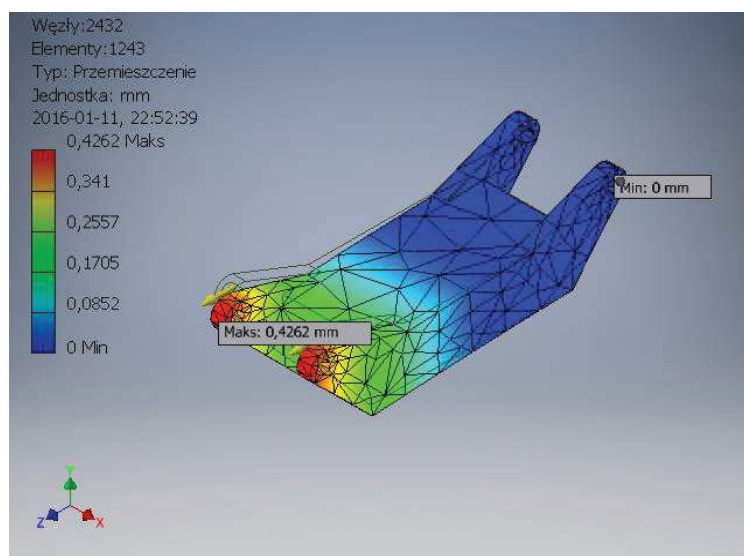
Dla materiału ABS, rysunek 3 przedstawia rozkład naprężeń w pojedynczym segmencie odpowiadającemu paliczkowi bliższemu palca wskazującego. Warunki brzegowe zostały nadane w taki sposób, że segment z jednej strony w otworach mocujących został utwierdzony, natomiast na przeciwległe otwory nałożona została siła 25 N, odpowiadająca typowej sile zaciskania dłoni przez człowieka [4]. Na element nałożona została domyślna siatka MES o parametrach podanych w tabeli 3. Maksymalna wartość naprężenia wynosi 8,734 MPa i występuje w otworach służących do wzajemnego połączenia segmentów palca. Na rysunku 4 przedstawiono przemieszczenia w segmencie, których maksymalna wartość jest równa 0,43 mm.

Tabela 3 Parametry siatki MES

Średnia wielkość elementu (ułamekowa długość ramki ograniczającej)	Minimalna wielkość elementu (jako ułamek średniej wielkości)	Współczynnik gradacji	Maksymalny kąt trójkąta siatki
0,1	0,2	1,5	60 stopni

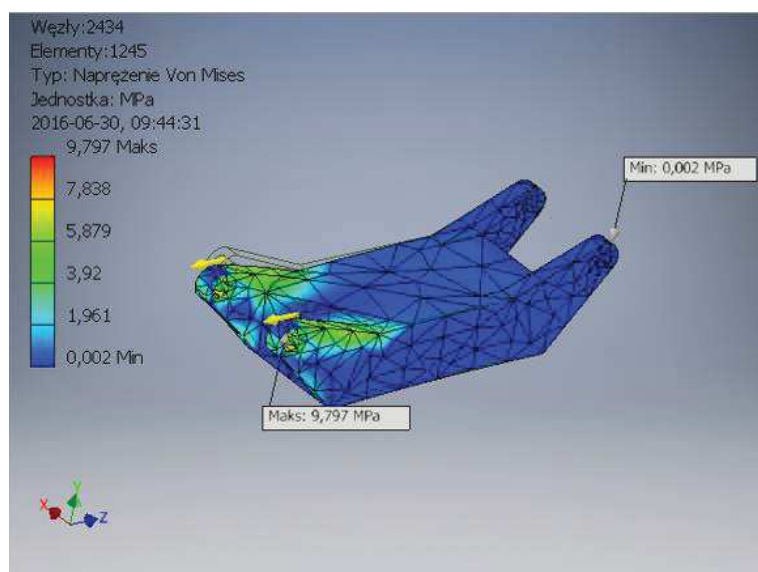


Rys. 3. Rozkład naprężeń w pojedynczym segmencie palca wykonanym z ABS

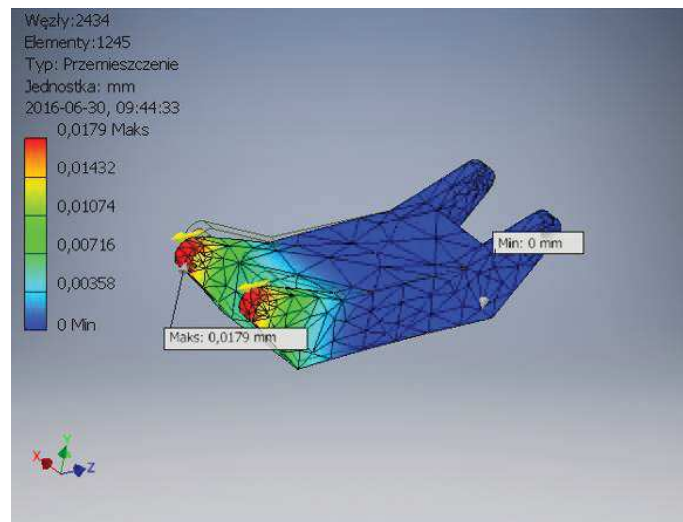


Rys. 4. Rozkład przemieszczeń w pojedynczym segmencie palca wykonanym z ABS

Podczas symulacji obciążeń dla materiału PET, warunki brzegowe, obciążenia i siatka MES była taka sama jak w przypadku symulacji dla ABS. Maksymalne naprężenie równe było 9,79 MPa (Rys. 5), przemieszczenie natomiast 0,02 mm (Rys. 6). Ze względu na mniejsze naprężenia oraz niższą cenę wybrany został materiał ABS.



Rys. 5. Rozkład naprężeń w pojedynczym segmencie palca wykonanym z PET



Rys. 6. Rozkład przemieszczeń w pojedynczym segmencie palca PET

5. WNIOSKI

Prezentowany model oraz wyniki analizy wytrzymałościowej, dowodzą możliwości stworzenia funkcjonalnego biomechatronicznego egzoszkieletu dłoni o niskich kosztach produkcji oraz o dużym potencjale rozwojowym. Tego typu projekt mógłby stanowić alternatywę dla podobnych urządzeń komercyjnych o znacznie wyższych cenach rynkowych, przez co jednocześnie ułatwiłby dostęp do podobnych rozwiązań osobom ich potrzebującym, a niemogącym sobie na to pozwolić ze względów ekonomicznych.

LITERATURA

- [1] Mikołajewska E., Mikołajewski D.: Możliwości wykorzystania egzoszkieletu medycznego jako nowoczesnej formy terapii. Niepełnosprawność – zagadnienia, problemy, rozwiązania. Nr IV, 2012.
- [2] Kowalska S., Herma S.: Egzoszkielec – możliwości wykorzystania we współczesnej inżynierii, Modele inżynierii teleinformatyki, vol. 5, 2014, s. 27-36.
- [3] <http://centrumdruku3d.pl/czym-jest-druk-3d-i-na-czym-polega/> (z dnia 07.04.2016 r.)
- [4] Huckabee M., Lin E., Coombes T., Bryant M.: Perception of Muscle Strength With and Without Biofeedback During Swallowing and Fist-Clenching Tasks, Contemporary issues in communication science and disorders, vol. 31, 2004, p. 225–235.

PROJECT OF BIOMECHATRONICS HAND EXOSKELETON USING 3D PRINTING

Abstract: This paper presents project of biomechanical hand exoskeleton, created with 3D printing technology usage. The description of modelling process, as well as selection of components and material for parts of exoskeleton were provided. Model was created in CAD software, and material chosen for printing exoskeleton was ABS. Strength analysis were performed for crucial parts of exoskeleton.

Katarzyna DOLEŻYCH¹, Nikola HEHNEL¹, Karolina ZABORSKA¹,
Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK², Piotr WODARSKI², Andrzej BIENIEK²

¹Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNI”, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

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

WIRTUALNE TECHNOLOGIE W TERAPII INTEGRACJI SENSORYCZNEJ

Streszczenie: Wirtualna rzeczywistość jest komputerową symulacją realnego świata, tworzoną przez właściwie dobrane oprogramowanie. Osoby biorące udział w „wirtualnej rehabilitacji” mają okazję doświadczać oddziaływania czynników sensorycznych, a także mają możliwość wpływania na wykreowane komputerowo, przestrzenne otoczenie. Artykuł prezentuje dwa scenariusze gier rehabilitacyjnych przeznaczonych dla osób ze zdiagnozowanymi zaburzeniami integracji sensorycznej, które łączą tradycyjne ćwiczenia wraz z wirtualną technologią- systemem CAVE. Dzięki zapewnieniu użytkownikowi realistycznych obrazów i pochłaniających uwagę doświadczeń, takie połączenie jest bardzo skuteczną oraz przynoszącą zadowalające rezultaty metodą.

Słowa kluczowe: integracja sensoryczna, wirtualna rzeczywistość, rehabilitacja

1. WSTĘP

Integracja sensoryczna polega na odbieraniu bodźców z narządów zmysłów, przesyłaniu ich do mózgu, gdzie są rozpoznawane, organizowane, rejestrowane i wiązane ze sobą tak, by dana osoba była w stanie zareagować w sposób odpowiedni do warunków sytuacji [1,2]. Niewłaściwe przetwarzanie informacji odbieranych przez organizm ludzki objawia się przede wszystkim: brakiem odpowiedniej reakcji na działające bodźce, zaburzeniem poziomu uwagi, nadmierną lub zbyt małą aktywnością ruchową, problemami z równowagą i koordynacją ciała. Osoby z problemami wynikającymi ze złej pracy ośrodkowego układu nerwowego w zakresie integracji sensomotorycznej, poddawane są właściwie dobranej do indywidualnych potrzeb, terapii integracji sensorycznej (SI). Coraz częściej stosuje się połączenie technik tradycyjnych z technologią VR, zapewniającą pacjentom ćwiczenia połączone z zabawą, pozwalając na większe zainteresowanie oraz motywację do dalszej pracy. Dzięki rzeczywistym środowiskom VR, możliwe jest odtwarzanie prostych sytuacji życia codziennego, co pozwala na uczenie zachowań w realnym świecie. Wykorzystując możliwości technologii VR, leczenie zaburzeń integracji sensomotorycznej może przynosić lepsze efekty wynikające z bardziej „wyrazistych” bodźców docierających do pacjenta [3].

2. CEL PRACY

Celem pracy jest opracowanie dwóch scenariuszy do gier rehabilitacyjnych, opartych na terapii SI (integracji sensorycznej) z wykorzystaniem technologii VR.

Scenerię gier wykonano przy użyciu środowiska Unity, pozwalającego na tworzenie dwu i trójwymiarowych gier komputerowych. Opracowana grafika wyświetlana jest w jaskini 3D, zwanej systemem Cave, którego działanie polega na wielościanowej projekcji obrazu. Dzięki okularom 3D wyposażonym w aktywne filtry, możliwe jest oglądanie emitowanych obrazów w postaci trójwymiarowej, które prawie nie różnią się od rzeczywistych, dodatkowo dzięki wykorzystanemu urządzeniu VR Touch Device pacjent może bezpośrednio oddziaływać na aplikację zaprezentowaną w formie 3D.

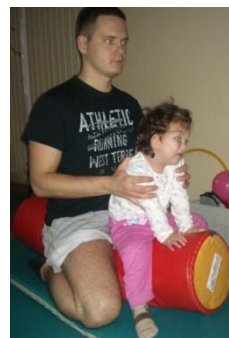
3. REALIZACJA ZAŁOŻEŃ

Wynikiem pracy są opracowane dwa scenariusze gier z wykorzystaniem wirtualnej rzeczywistości, które mogłyby znaleźć zastosowanie w rehabilitacji zaburzeń integracji percepcyjnomotorycznej. Przedstawione propozycje pozwalają na przeniesienie tradycyjnych ćwiczeń, stosowanych w gabinetach terapeutycznych, do wirtualnego świata.

Na rysunku 1 przedstawiona jest pierwsza propozycja scenerii gry rehabilitacyjnej. W jaskini 3D kreowany jest pokój z kolorowymi ścianami oraz drewnianą podłogą. Głównym obiektem projekcji jest znajdująca się na wprost od pacjenta piłka, która przetacza się z jednej strony pokoju na drugą.



Rys. 1. Reprezentacja graficzna opracowanej scenerii



Rys. 2. Walek rehabilitacyjny

Dziecko podczas trwania gry, umieszczane jest na rehabilitacyjnym waleku (Rys. 2), który dobierany jest w zależności od jego wzrostu (stopy pacjenta muszą znajdować się na ziemi, przy naturalnie zgiętych kolanach) oraz jego możliwości ruchowych i koordynacyjnych. Niezależnie od możliwości sprawnościowych, dzieciom podczas ćwiczeń zawsze towarzyszy terapeuta, który w mniejszym lub większym stopniu wspomaga wykonywanie ćwiczeń.

Zadaniem dziecka jest utrzymywanie równowagi, podczas gdy siedzący z tyłu terapeuta powoli obraca walek na boki, zgodnie z ruchami toczącej się kulki. Obrotowe ruchy wirtualnej piłki, uważnie śledzone przez pacjenta, w połączeniu z balansowaniem ciała na walcowatym przyrządzie umożliwiają stymulację wzrokowo-ruchową. Ćwiczenia związane z utrzymywaniem równowagi dobrze wpływają na układ przedsionkowy, który z kolei powiązany jest z układem słuchowym. Występująca bliskość receptorów obu systemów powoduje wzajemne usprawnianie owych układów [4].

Druga sceneria zakłada wykreowanie w jaskini 3D środowiska podwodnego (Rys. 3). Patrząc w dół pacjent zobaczyć może piaszczyste dno jeziora porośnięte roślinnością wodną, która stale się porusza pod wpływem ruchów wody. Na całej wysokości tworzonego obrazu pływają ryby. W tle słychać dźwięki wydawane przez przepływającą wodę, których zadaniem jest uspokojenie i odprężenie pacjenta w trakcie aktywnej gry.

Pacjent mając założone okulary zapewniające widzenie przestrzenne, doświadcza wrażenia obecności w wodnym świecie. Na dłoniach uczestnika rehabilitacji zamocowane są pasywne markery (urządzenie VR Touch Device) umożliwiające oddziaływanie na wirtualne środowisko. Zadaniem dziecka znajdującego się w hamaku terapeutycznym (Rys. 4) jest poruszanie rękami w sposób zbliżony do ruchów wykonywanych podczas pływania „żabką”. Celem gry jest dopłynięcie do skarbu.



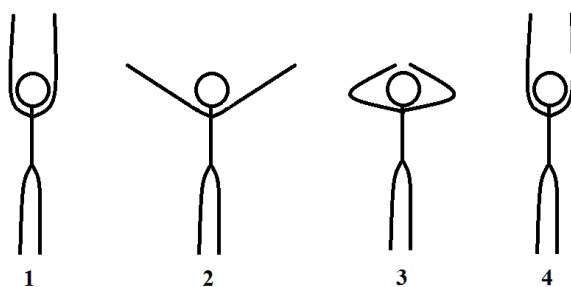
Rys. 3. Reprezentacja graficzna opracowanej scenerii



Rys. 4. Hamak terapeutyczny [6]

Schemat wykonywanych ruchów (Rys. 5):

1. **Pozycja wyjściowa-** kończyny górne wyprostowane w łokciach, skierowane do przodu.
2. **Pozycja druga-** kończyny oddalają się od siebie, każda o 90°.
3. **Pozycja trzecia-** zgięcie kończyn w stawie łokciowym do momentu kontaktu rąk z twarzą.
4. **Pozycja czwarta-** wyprostowanie kończyn- powrót do pozycji wyjściowej.



Rys. 5. Schemat wymaganych ruchów

W trakcie wykonywania wymienionych czynności, wirtualna roślinność wodna wprowadzana jest w ruch. Pacjent znajduje się pod stałą kontrolą terapeuty, który pilnuje by ruchy były wykonywane poprawnie. Dodatkowo poza ćwiczeniem kończyn górnych, które ingerują w komputerowo stworzoną rzeczywistość dzięki urządzeniu VR Touch Device, dziecko porusza jednocześnie kończynami dolnymi wykonując naprzemienne wymachy w górę i w dół lub ruchy zbliżone do realizowanych podczas pływania żabką.

4. PODSUMOWANIE

Połączenie technik tradycyjnych z wirtualną rzeczywistością, jest coraz częściej stosowaną metodą. Dzięki wykorzystaniu komputerowo stworzonego świata, pacjent może wykonywać ćwiczenia z większym zainteresowaniem, co skutkuje dłuższym czasem dokładnie wykonywanych ćwiczeń. W pracy zostały przedstawione dwa scenariusze gier, przeznaczone do wykorzystania w terapii integracji sensorycznej. Proponowane zadania wykorzystują system CAVE wraz z systemami trackingowymi, urządzenia emitujące dźwięki oraz dodatkowe przyrządy rehabilitacyjne. Wykorzystanie rehabilitacyjnego hamaka umożliwia wykonywanie ruchów zbliżonych do pływackich (styl: żabka), a wodny świat wyświetlany

na ekranach jaskini zachęca dziecko do kontynuacji ćwiczenia. Ćwiczenia wykonywane z wykorzystaniem wałków rehabilitacyjnych są nieodłączną częścią terapii SI, a w połączeniu z kolorową projekcją imitującą ruchy przyrządu, mogą być ciekawszą i wydajniejszą metodą. Dzięki zastosowaniu dźwięków, towarzyszących poszczególnym grom, zadania stają się bardziej realne i wprowadzają pacjenta w większym stopniu, w komputerowo stworzony świat. Poprzez oddziaływanie na kilka zmysłów jednocześnie (wzrok, słuch, propriocepcja, układ przedsionkowy i dotykowy), proponowane ćwiczenia wpisują się w zakres wymagań metod stosowanych w rehabilitacji osób doświadczających zaburzeń integracji sensorycznej.

LITERATURA

- [1] Maas, V. F.: *Uczenie się przez zmysły. Wprowadzenie do teorii integracji sensorycznej*, Wydawnictwo Szkolne i Pedagogiczne, Warszawa, 1998.
- [2] Maas, V. F.: *Integracja sensoryczna a neuronauka - od narodzin do starości*. Fundacja Innowacja i Wyższa Szkoła Społeczno-Ekonomiczna, Warszawa, 2007.
- [3] Karga M.: *Terapia zabawą. Dziecko*, 2007.
- [4] Szmigielska-Narbutt, E.: *Jak rozpoznać dziecko z zaburzeniami integracji sensorycznej i dostosować metody pracy*. Warszawa, 2012.
- [5] <https://zuziasuchocka.wordpress.com/category/turnus-rehabilitacyjny/> (29.11.2016).
- [6] <http://empis.pl/empis2/zestawy/1068-zestaw-nr-i-do-terapii-integracji-sensorycznej.html> (24-11-2016).

VIRTUAL TECHNOLOGIES AND SENSORY INTEGRATION

Abstract: Virtual reality is a computer simulation of the real world, created by properly matching software. People taking part in the "virtual rehabilitation" have the opportunity to experience sensory influences and also have the ability to influence the computer created spatial environment. The article presents two game scenarios rehabilitation for people diagnosed with sensory integration problems, which combine traditional exercise with a virtual technology- system CAVE. By providing the user realistic images and absorbing account of the experience, this combination is very effective and yielding satisfactory results method.

Joanna GORWA¹

¹Katedra Biomechaniki, Akademia Wychowania Fizycznego, Poznań

PROBLEM BÓLÓW KRĘGOSŁUPA U TANCERZY ZAWODOWYCH

Streszczenie: W niniejszym opracowaniu opisano mechanizm powstawania dolegliwości bólowych kręgosłupa występujących wśród tancerzy zawodowych uprawiających trzy różne style taneczne. Przeanalizowano dane ankietowe zebrane od 71 tancerzy zawodowych: 29 tancerzy klasycznych, 14 tancerzy współczesnych oraz 28 tancerzy folklorystycznych. Z grupy liczącej 71 osób, aż 65 osób (91,6%) zgłosiło bóle kręgosłupa w różnych jego częściach i powiązało je z uprawianiem swojego zawodu. Tylko 6 osób (8,5%) nigdy nie miało dolegliwości bólowych w tym obszarze aparatu ruchowego.

Słowa kluczowe: badania ankietowe, ból pleców, ból szyi, zaburzenia układu mięśniowo-szkieletowego związane z pracą

1. WSTĘP

W czasie trwania kariery zawodowej tancerze, wykonują elementy choreograficzne łamiąc ograniczenia własnych ciał, co w konsekwencji sprowadza się do tego, że ich kariera jest krótka [10]. Leanderson [14] stwierdza, że “tancerz baletu klasycznego jest kombinacją artysty oraz sportowca wyczynowego”. Rzeczywiście taniec zawodowy, zarówno klasyczny, współczesny czy folklorystyczny, wymaga od ciała człowieka nadzwyczajnej, często przekraczającej przeciętną, kondycji. Według wielu autorów, taniec jest rodzajem aktywności fizycznej, który zmusza do długotrwałego i niefizjologicznego treningu, powoduje mikrourazy i urazy [5-10,13,19]. Nicholas i współaut. [16] już w ubiegłym wieku donosili o zaskakującym poziomie skali obciążeń dynamicznych występujących w tańcu zawodowym. Tancerze, jako jedna z nielicznych grup zawodowych, w swojej codziennej pracy wykorzystują kręgosłup jako łańcuch kinematyczny w mechanizmie (zazwyczaj sprowadzamy jego funkcje do roli podstawy mechanizmu czyli zespołu członów nieruchomych). Oznacza to, że z punktu widzenia biomechaniki, trening tańca zapewni w życiu zawodowym, osiągnięcie przez kręgosłup, maksymalnej liczby sterowalnych stopni swobody. W pracy tancerza, taka sprawność kręgosłupa jest pożądana, jednak te wielkie możliwości ruchowe mogą być przyczyną jego dolegliwości bólowych.

Wydaje się istotnym, szczególnie w świetle obowiązujących w Polsce przepisów emerytalnych dla „artystów sceny”, odpowiednio wysokie motoryczne i merytoryczne przygotowanie tancerzy do trudnego zawodu oraz zdefiniowanie obszarów kręgosłupa, które najczęściej są u nich przyczyną bólu. W niniejszym opracowaniu opisano mechanizm powstawania dolegliwości kręgosłupa wśród tancerzy zawodowych uprawiających trzy różne style taneczne: klasykę, taniec współczesny i folklor. Oczekuje się, że różne techniki taneczne będą miały odmienne wpływy na aparat ruchowy człowieka.

2. MATERIAŁ I METODA

W trakcie opracowywania topografii reakcji bólowych kręgosłupa, przeanalizowano dane zebrane od 71 tancerzy zawodowych: 29 tancerzy klasycznych (15 mężczyzn i 14 kobiet), 14 tancerzy „modern” (7 mężczyzn i 7 kobiet) oraz 28 (13 mężczyzn i 15 kobiet) tancerzy folklorystycznych. Wszyscy badani artyści tańczyli co najmniej od 9 lat oraz są zatrudnieni w zespołach baletowych na pełnym etacie i nie wykonują żadnej dodatkowej pracy zawodowej. W tabeli 1. przedstawiono podstawowe dane antropometryczne oraz zawodowe artystów jak również długość stażu, która jest czasem trwania całego procesu treningowego (od dzieciństwa).

Tabela 1. Charakterystyka somatyczna i zawodowa badanych artystów, z uwzględnieniem podziału na płeć i styl uprawianego tańca

	Tancerze klasyczni n=29		Tancerze współcześni n=14		Tancerze folklorystyczni n=28	
	Kobiety n=14	Mężczyźni n=15	Kobiety n=7	Mężczyźni n=7	Kobiety n=15	Mężczyźni n=13
WIEK [lata]	23,2±3,7	24,1±5,2	34,8±10,7	29,4±2,9	28,7±7,1	32,3±8,4
MASA CIAŁA [kg]	53,1±5,5	71,3±7,6	54,7±5,47	71,3±3,6	54,9±5,5	75,3±6,1
WYSOKOŚĆ CIAŁA [cm]	170,2±5,1	182,5±8,4	165,6±5,47	178,7±3,25	165,4±5,9	179±6,5
BMI [kg·m ⁻²]	18,3±1,0	21,4±0,9	19,9± 1,3	22,3±1,3	20,1±1,2	23,5±1,4
DŁUGOŚĆ STAŻU [lata]	11,9±2,5	14,1±4,1	24,6±7,0	15,1±6,2	19,4±7,7	19,8±6,7

Formularz badania ankietowego opracowano specjalnie do potrzeb dużego projektu związanego z badaniami nad przeciążeniami układu ruchu u tancerzy zawodowych, a wyniki dotyczące dolegliwości kręgosłupa stanowią jego fragment. Poniżej przedstawiono zestaw pytań wykorzystanych w niniejszej pracy.

Czy kiedykolwiek Pani/Pan miała/ł bóle kręgosłupa?. Kiedy dolegliwości kręgosłupa wystąpiły pierwszy raz? (Proszę podać wiek). W którym odcinku kręgosłupa wystąpił ból? (W odpowiedzi można zaznaczyć więcej niż jedną sekcję). Czy aktualnie Pani/Pan miewa bóle kręgosłupa? W którym odcinku kręgosłupa występują aktualnie bóle? (W odpowiedzi można zaznaczyć więcej niż jedną sekcję). Czy dolegliwości kręgosłupa wiążą się z uprawianiem Pańskiej profesji? Czy bóle kręgosłupa wiąże Pani/Pan z konkretną pozą, ewolucją baletową lub wydarzeniem zawodowym? Jeśli tak, to proszę je wymieść.

W pracy wykorzystano metody statystyczne, których dobór konsultowano w Ośrodku Obliczeniowym AWF w Poznaniu. Wykorzystano testy nieparametryczne: Kruskala- Wallisa (w przypadku analizy trzech rodzajów stylu tanecznego) i U Manna-Whitney’a (w przypadku porównań dwu grup: mężczyzn i kobiet). Do sprawdzenia hipotezy czy bóle danej części kręgosłupa będą uwarunkowane przynależnością do konkretnego zespołu baletowego (klasycznego, współczesnego czy ludowego) zastosowano test „chi2” Pearsona.

3. WYNIKI

W tabeli 2. przedstawiono występowanie aktualnych dolegliwości bólowych, w poszczególnych odcinkach kręgosłupa, u artystów. Ponieważ każda technika taneczna wywiera inny wpływ na rodzaj obciążeń [4], zdecydowano się sklasyfikować wyniki uwzględniając podział na płeć i styl taneczny.

Z grupy liczącej 71 osób, aż 65 osób (91,6%) zgłosiło aktualne bóle kręgosłupa w różnych jego częściach i powiązało je z uprawianiem swojego zawodu. Tylko 6 osób (3 kobiety i 3 mężczyźni) nigdy nie miało dolegliwości bólowych w tym obszarze aparatu ruchowego.

Kobiety tańczące zawodowo klasykę, zaliczają bóle kręgosłupa lędźwiowego do jednej z najczęstszych dolegliwości w zawodzie. Ponad połowa (57%) tancerek twierdzi, że jest to poważny zdrowotny problem. Wiąza go z koniecznością pogłębiania zakresów ruchu w stawach tej części ciała, tańcem w pointach oraz ogólnie „pracą nad gibkością”. Co ciekawe, część krzyżowa jest u nich równie częstym źródłem bólu (57% ankietowanych). Mężczyźni - tancerze klasycy – wymieniają dolegliwości bólowe kręgosłupa łącząc je z wykonywaniem „wielkich skoków”, błędami przy partnerowaniu i wygięciach. Także w tej grupie na pierwszym miejscu wskazano dolne partie kręgosłupa (lędźwiowy 40%, krzyżowy 53,3%). Tancerki stylu modern, oprócz problemów z odcinkiem lędźwiowym (100%), skarżą się na dolegliwości innych części kręgosłupa: bóle szyi (57,1%) i krzyżowego (57,1%). Wiąza je z „nagłymi skrętami” i ruchami bardzo ekspresyjnymi, w które styl „modern” obfituje, partnerowaniem i niewygodnym- nieergonomicznym strojem. Tancerze- mężczyźni „modern” wymieniają bóle kręgosłupa lędźwiowego na pierwszym miejscu (85,7% ankietowanych) i jako przyczynę podają unoszenie partnerów i partnerek oraz „udziwnioną” choreografię. Na uwagę zasługuje fakt, że w tej grupie badanych, pozostałe części kręgosłupa są także częstym źródłem bólu (71,4%). Zespół baletowy stylu modern w odpowiedziach ankietowych zaznacza, że dolegliwości kręgosłupa szyjnego są skutkiem częstych podróży autokarem. Tancerki folklorystyczne bóle kręgosłupa szyjnego (33,3%) i lędźwiowego (86,7%) wiążą z: naskokami z wysokości, nieodpowiednim podłożem scenicznym i intensywnością powtórzeń, tańcem w obuwiu z obcasami oraz elementem choreograficznym „wyrzut warkocza”.

Mężczyźni tańczący zawodowo folklor zaliczyli dolegliwości kręgosłupa do jednych z najpoważniejszych (głównie odcinka lędźwiowego 92,3%). Przypadłości te powiązali przede wszystkim z koniecznością wykonywania: tańców góralskich, elementów choreograficznych: „łamańce” i skoków z dużej wysokości. Zespół baletowy folklorystyczny jako całość (n=28) w odpowiedziach ankietowych zaznacza, że częste podróże powodują u nich dolegliwości ze strony całego kręgosłupa.

Test U-Manna Whitney’a nie wykazał istotnych statystycznie różnic pomiędzy wystąpieniem pierwszych dolegliwości kręgosłupa a stażem (całkowitym treningiem tańca od dzieciństwa) u obojga płci. Również test Kruskala- Wallisa nie wykazał istotnych statystycznie zależności pomiędzy przynależnością do konkretnego, pod względem stylu, zespołu baletowego oraz pojawieniem się pierwszych dolegliwości.

Test χ^2 Pearsona potwierdził statystyczny związek pomiędzy wystąpieniem dolegliwości części szyjnej kręgosłupa u całych zespołów baletowych (kobiet i mężczyzn) a stylem uprawianego zawodowo tańca na poziomie $p=0,09$. Wynik ten dotyczy stylów klasycznego i folkloru.

Ten sam test na poziomie $p=0,0004$ wykazał najistotniejszy statystycznie związek pomiędzy występowaniem dolegliwości bólowych części lędźwiowej kręgosłupa a stylem zawodowo uprawianego tańca. Wynik ten dotyczy klasyki, modern i folkloru.

Tabela 2. Występowanie bólu w poszczególnych częściach kręgosłupa u tancerzy zawodowych

Kręgosłup	Tancerze klasyczni n=29		Tancerze współcześni n=14		Tancerze folklor n=28	
	Kobiety n=14	Mężczyźni n=15	Kobiet n=7	Mężczyźni n=7	Kobiety n=15	Mężczyźni n=13
Odcinek szyjny	42,8%	20%	57,1%	71,4%	33,3%	38,5%
Odcinek piersiowy	14,3%	26,7%	14,3%	71,4%	26,7%	38,5%
Odcinek lędźwiowy	57,1%	40%	100%	85,7%	86,7%	92,3%
Odcinek krzyżowy	57,1%	53,3%	57,1%	71,4%	13,3%	46,1%
Brak dolegliwości	14,3%	20%	0%	0%	6,7%	0%
Wiek pojawienia się pierwszych dolegliwości	19,3±4,7	19,9±5,1	22,1±5,8	18,4±5,5	18,4±1,0	18,53±3,1

4. DYSKUSJA

Aby zawodowy tancerz zrezygnował z tańca lub przyznał się do dyskomfortu, ból musi być bardzo silny. Tak wiele razy artyści zmuszają się do ćwiczeń z bólem, że z czasem przestają go odczuwać, w skali „normalnej” dla innych grup zawodowych.

Zestaw pytań, wykorzystanych w ankiecie, opracowano w taki sposób, aby móc uzyskać najistotniejsze informacje o dolegliwościach bólowych w poszczególnych odcinkach kręgosłupa. Należy zaznaczyć, że w tej części ankiety nie wniano w źródło bólu (zwichnięcie, naderwanie, nadciągnięcie itp.) i sprecyzowanie struktury (mięsień, więzadło, dysk międzykręgowy, kręgi itp.) a tylko usiłowano określić obszar najbardziej podatny na reakcje bólowe. Tancerzy pytano również o kojarzenie dolegliwości bólowych z konkretnymi zadaniami ruchowymi oraz o pojawienie się tychże pierwszy raz.

Dominującym obszarem kręgosłupa wskazanym przez tancerzy, który według nich, najczęściej przyczynia się do dolegliwości bólowych, jest część lędźwiowa. Uwzględniając całą grupę badanych tancerzy, bez podziału na płeć i styl (n=71) aktualnie bóle w tej okolicy kręgosłupa odczuwa 52 wszystkich tancerzy (73,2%). Uwzględniając podział na płeć i rodzaj stylu tanecznego, bóle tej części kręgosłupa wskazało od 40 do 100% wszystkich ankietowanych tancerzy (tab.2). Wyłączając tancerzy folklorystycznych, którym odcinek krzyżowy kręgosłupa nie doskwiera tak bardzo jak ich kolegom reprezentującym pozostałe dwa style taneczne, odcinek krzyżowy kręgosłupa wskazało od 53,3%- 71,4% badanych po uwzględnieniu podziału na płeć i styl. Analizując dane zabrane od wszystkich tancerzy (n=71) problem bólowy tej okolicy dotyczy 46,5% artystów. Podobne dane znajdują się w pracach innych naukowców. Według Solomon i współaut. [18,19], 60-80% wszystkich tancerzy (bez względu na uprawiany styl) miało w swojej karierze zawodowej, problemy bólowe lub urazy kręgosłupa.

Mechanizm powstawania przyczyn bólowych dolnej części kręgosłupa wśród tancerzy zawodowych oraz tak wczesne pojawianie się dolegliwości (średnio 19 lat) można, zdaniem autorki i wielu innych [4,10,11,18] powiązać głównie ze specyfiką treningu tańca [2,7]. Odcinek lędźwiowy kręgosłupa łączy się z miednicą poprzez staw L_5-S_1 . Z punktu widzenia anatomii i biomechaniki układu ruchu człowieka, kość krzyżowa i miednica działają jako łącznik pomiędzy tułowiem a kończynami dolnymi [2,9]. W kontekście wykonywanych zadań ruchowych tancerzy, kręgosłup jest częścią mechanizmu i z racji swoich funkcji, przejmuje znaczne obciążenia zarówno statyczne jak i dynamiczne. Jeżeli młody tancerz opanowuje arkana tańca klasycznego, ćwiczy godzinami pozycje klasyczne. Z punktu widzenia biomechaniki, aparat ruchowy, podczas ww. pozycji, jest narażony na długotrwałe czynności statyczne grup mięśniowych, odpowiedzialnych za stabilizację kręgosłupa i kończyn dolnych. Problem ów dotyczy głównie czynności następujących zespołów mięśniowych: prostownika grzbietu, powierzchniowych mięśni (czworobocznego, zębatego przedniego, najszerszego grzbietu), mięśni brzusznych, zginaczy biodra i grupy mięśni prostowników stawu biodrowego [1]. Tancerze powiększający, w trakcie treningu, celowo zakresy ruchu w stawach: biodrowych, kręgosłupa, skokowych i stopy, inicjują powstanie braku równowagi mięśniowej (ang. dysbalans) [2]. Ta „nierównowaga” mięśniowa będzie w rezultacie dawała braki, które, w przypadku kręgosłupa, mogą uwidocznić się jako pogłębiona lordoza lędźwiowa [2,4,15]. Z kolei pogłębienie lordozy lędźwiowej może być czynnikiem sprawczym większości przypadków bólów dolnej części kręgosłupa u tancerzy zawodowych [4,2]. Patomechanizm hiperlordozy u tancerzy zawodowych bierze swój początek zwykle od czynników anatomicznych (słabe mięśnie brzuszne i słabe mięśnie biodrowe) [2], pośrednich czynników anatomicznych: naciągnięte mięśnie „hamstring” (dwugłowy uda, półbłoniasty i półścięgnisty), hiperkifoza części piersiowej kręgosłupa i „*genu recurvatum*” (czyli wygięcie tylne kolana - tzw. przeprost) i/lub błędów technicznych (forsowanie pozycji „turnout”, rozciąganie kręgosłupa lędźwiowego i zła technika podnoszenia przy partnerowaniu) [2,4,15]. Faktycznie większość ankietowanych tancerzy łączy przypadłość kręgosłupa z tymi ostatnimi. Nieprawidłowości przy unoszeniach partnera/partnerki polegają na: braku wykorzystaniu momentu bezwładności będącego najczęściej w fazie lotu współtancerza lub/i maksymalizacji długości ramienia siły ciężkości wynikającego z uniesienia jego ciężaru oraz braku odpowiedniej stabilizacji mięśniowej kręgosłupa i miednicy.

Zdarza się, że młodzi tancerze często zastępują słabą jeszcze technikę wynikającą z nieodpowiednich dla tańca warunków biomechanicznych wymuszaniem „turnout” od poziomu poniżej kolan [2,4]. Tancerz ustawia obie stopy względem siebie do 180° zanim osiągnie rotację w stawie biodrowym, a następnie „wykręca” stawy kolanowe i w końcu biodrowe. Takie wymuszanie „turnout” prowadzi do: nieodpowiedniego rozkładu i nadmiernej wartości sił skierowanych wzdłuż przyśrodkowej części kolana i pierwszego stawu śródstopno-paliczkowego [2], osłabienia struktur odpowiedzialnych za stabilność stawu kolanowego i skokowego oraz właśnie bólów kręgosłupa [2,15]. W wymuszonym „turnout” bardzo obciążane są również mięśnie biodrowo-udowe (składające się z mięśnia lędźwiowego większego, mięśnia lędźwiowego mniejszego i mięśnia biodrowego [1]), które w normalnym funkcjonowaniu ograniczają zewnętrzną, nadmierną i niebezpieczną rotację w stawie biodrowym [1,2]. Hiperlordoza i przodopochylenie miednicy, jako patologiczne ustawienia ciała, skracają odległość m. biodrowo-lędźwiowego od przyczepów początkowych do przyczepów końcowych. Taki mechanizm zmniejsza napięcie ww. mięśnia i tym samym ograniczy jego zdolność do blokowania nadmiernej rotacji zewnętrznej w stawie biodrowym [2]. Niestety wielu tancerzy sądzi, że przez nieprawidłowe ustawianie struktur miednicy i kręgosłupa, osiągną lepszą, wymaganą w tańcu klasycznym, rotację zewnętrzną, nie myśląc o ewentualnych konsekwencjach zdrowotnych [4]. W związku z tym,

że zazwyczaj pierwsze praktyki tego typu, omijające poprawną technikę tańca, mają miejsce w szkole baletowej, struktury dolnych odcinków kręgosłupa są obciążane nieprawidłowo w fazie ich wzrostu. Jeżeli na tym etapie nauki uczniowie forsują pozycje klasyczne, można się spodziewać nadmiernego obciążania dolnych struktur kręgosłupa, pojawienie się w przyszłości zmian zwyrodnieniowych, zwiększenia ich podatności na kontuzje oraz chronicznych dolegliwości bólowych.

Innymi elementami technicznymi, mającymi wpływ na dolegliwości bólowe kręgosłupa są skoki. Taniec klasyczny, modern i folklorystyczny obfituje w te ekspresyjne elementy. Oczywiście w każdym z tych trzech stylów skoki mają innego rodzaju wyraz artystyczny. Klasyka w swoim zamiarze kładzie nacisk na wysokość skoku, lekkość wykonania, długą fazę lotu i delikatne lądowania. Styl współczesny na: pokonywanie przestrzeni i wykorzystanie grawitacji, upadki i podniesienia. Elementy tego stylu często, dosłownie „rzucają ciało na podłogę”, wymagają szybkiego podnoszenia się, by następnie znowu rzucić tancerza na scenę. Styl folklorystyczny z kolei wyraża upodobania ruchowe i obyczajowe ale także temperament ludzi żyjących w danym regionie. Kładzie nacisk na spektakularność sceniczną, wysokość skoków i popisowe solowe numery najlepszych tancerzy z charakterystycznymi głośnymi tupnięciami w fazach lądowania.

Mimo, iż granica odrębności wykonywanych elementów choreograficznych ze względu na płęć w przypadku stylu tańca modern i tańca folklorystycznego, zaciera się (ponieważ w tych stylach tańca kobiety i mężczyźni tańczą podobne elementy), dostrzega się różnice w ekspresji i sposobie wykonania, szczególnie skoków. Skoki baletowe generują duże wartości pionowej składowej siły reakcji podłoża [5,8,17]. Mimo, iż kobiety zdają się być delikatniejsze „scenicznie” niż brawurowo skaczący mężczyźni to i tak wartość pionowej składowej siły reakcji podłoża (GRF), elementów ekspresyjnych przez nie wykonanych, waha się od 2,5 do nawet 10 BW! [5,8]. Jeżeli tancerz ląduje nawet prawidłowo technicznie lecz na nieamortyzującym podłożu (beton, stalowa konstrukcja itp.) to można się domyślać jak kolosalnym obciążeniem poddawany jest jego aparat ruchowy, a w szczególności stawy kończyny lądującej oraz dolne segmenty kręgosłupa.

W stylu modern oraz folklorystycznym bóle kręgosłupa lędźwiowego dotyczą podobnego odsetka populacji, dla niniejszych badań i, wynoszą od 86% do 100%. Powodem takiego stanu rzeczy jest przypuszczalnie, zbyt duże obciążenie niskimi pozycjami (tzw. głębokie plié) oraz pozycje kucane w tańcu folklorystycznym. W trakcie tych zadań ruchowych, powstają bardzo duże naprężenia wynikające często z nieprawidłowych ustawień stawów kolanowych w stosunku do położenia stawów skokowych oraz nieprawidłowe i nadmierne obciążanie dolnych odcinków kręgosłupa. Poza tym, te dwa style taneczne (współczesny i folklor) bardzo często prezentowane są w niesamowitych- niebezpiecznych dla aparatu ruchowego, choreografiach. Tańce góralskie z sekwencjami skoków przez ciupagę czy kilkumetrowymi wyrzutami tancerzy, fascynujące modernistyczne spektakle w plenerze z zapierającą dech w piersiach scenografią i rekwizytami, niesamowite unoszenia partnerów wykonywane przez kobiety, to elementy codzienności tych grup zawodowych.

Badania przeprowadzone przez Coatesa [3], dotyczyły wpływu uniesionych pięt na kształt lordozy lędźwiowej i ruchomość w tym odcinku. Autor dowiódł, że wyższy obcas sprawia, że lordoza pogłębia się, a ruchomość w płaszczyźnie strzałkowej maleje [3,9]. Jeżeli zatem wziąć pod uwagę to ostatnie kryterium, to czynnikiem sprawczym pogłębionej lordozy lędźwiowej u tancerzy klasycznych i bólów kręgosłupa w tym odcinku, jest element techniczny „relevé on pointé” i „demi- pointé relevé”, a u tancerek folklorystycznych- taniec w obuwiu z obcasami. Coates z zespołem mówią o ograniczaniu ruchomości w płaszczyźnie przednio- tylnej przy unoszeniu pięt na określoną wysokość od podłoża. Tancerze w pozycjach „staniu na palcach” i „półpalcach” są w stanie wykonać maksymalny wyprost tułowia, ponieważ wymagają tego niektóre elementy tańca.

Pogłębiona lordoza lędźwiowa powoduje powstawanie bardzo dużych sił ścinających na krążkach międzykręgowych i tylnych częściach kręgów [2,3,9] i to te siły mogą być odpowiedzialne za uczucie dyskomfortu i bólu w dolnej części pleców. Co ciekawe tancerze doskonale zdają sobie z tego sprawę, ponieważ aż 52% ankietowanych powiązało dolegliwości bólowe kręgosłupa z tańcem w pointach.

Należy wyraźnie zaznaczyć, że bez względu na technikę, z którą tancerz obcuje zawodowo, bezwzględnie zna i wykonuje codziennie elementy tańca klasycznego.

Jest to odpowiednio opracowana lekcja kondycyjno - treningowa. Według Konaszkiewicz [12] „ma ona na celu stopniowe rozpracowanie mięśni całego ciała, wykonywanie całego zestawu ćwiczeń doskonalących technikę i precyzję tańca, podnoszących na coraz wyższy poziom kondycję i wytrzymałość tancerza, wypracowujących większą odporność na zmęczenie fizyczne”.

Długoletnie ćwiczenia, obciążenia statyczne, pogłębianie zakresów ruchu, nieprawidłowo technicznie osiągnięta rotacja zewnętrzna w stawach biodrowych, nieamortyzujące podłoże podczas fazy lądowania po skokach- to w większości czynniki sprawcze wcześniej pojawiających się bólów kręgosłupa u tancerzy. Jak można przypuszczać, kręgosłup przenosi sporą dawkę obciążeń z racji swoich funkcji. Najprawdopodobniej większość wyładowań dynamicznych, biorąc pod uwagę funkcjonalne łańcuchy biomechaniczne, ma miejsce właśnie w dolnych częściach kręgosłupa.

Ciekawy jest fakt występowania bólów odcinka szyjnego u artystów. Po uwzględnieniu podziału na płeć, na ten odcinek kręgosłupa aktualnie narzeka 41,7% kobiet i 37,1% mężczyzn. Jeżeli podziałowi towarzyszy styl taneczny- tancerze modern (odpowiednio 57,1% kobiet i 71,4% mężczyzn) i kobiety tańczące klasykę (42,8%). Tancerze folklorystyczni mający problemy z tym odcinkiem kręgosłupa to ok.40% grupa. Tancerki folklorystyczne, u których zdiagnozowano bóle szyi- wiążą je z konkretnym elementem choreograficznym „rzutem warkoczem”. Element ten polega na gwałtownym skłonie w przód wyprostowanego tułowia (ręce pozostają splecione na plecach) i dosłownym „zamiceniu” podłogi głową z warkoczem. Z kolei tancerze modern jako całość (n=14) i tancerze folklorystyczni jako całość (n=28) skarżyli dolegliwości bólowe szyi z koniecznością częstych dojazdów na spektakle. Przy długotrwałych podróżach obciążany jest w pozycji siedzącej odcinek lędźwiowy kręgosłupa, który faktycznie może wpływać na dyskomfort i reakcje bólowe. Odcinek szyjny z kolei, szczególnie podczas snu w trakcie jazdy, jest obciążany momentami bezwładności i momentami siły ciężkości.

Analiza dolegliwości bólowych kręgosłupa w niniejszej pracy pozwoliła na przestudiowanie mechanizmów powstawania tychże, z uwzględnieniem konkretnych, zdeterminowanych przez płeć i styl taneczny zadań ruchowych.

Podsumowując, z punktu widzenia biomechaniki, czynnikami sprawczymi dolegliwości bólowych kręgosłupa u tancerzy zawodowych mogą być: długotrwałe czynności statyczne mięśni, nieprawidłowo technicznie forsowanie zewnętrznej rotacji w stawach biodrowych, taniec w pointach, błędy przy partnerowaniu, pogłębianie zakresów ruchu w stawach kręgosłupa, wartość sił reakcji podłoża, nieprawidłowe- nieamortyzujące podłoże i, w przypadku zespołów “mobilnych”, długotrwałe podróże autokarem.

LITERATURA

- [1] Bochenek A., Reicher M.: Anatomia człowieka. Tom I. Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa 2002.
- [2] Brown T., Micheli L. J.: Where artistry meets injury, *BioMechanics*, vol. 9, 1998, p.1-12.
- [3] Coates J., McGregor A., Beith I., Hughes S.: The influence of initial resting posture on range of motion of the lumbar spine, *Manual Therapy*, vol. 6(1), 2001, p.139- 144.

- [4] DeMann L.: Sacroiliac dysfunction in dancers with low back pain. *Manual Therapy*, vol. 2(1), 1997, p. 2-10.
- [5] Dworak L.B., Gorwa J., Kmiecik K., Mączyński J.: A study characterizing dynamic overloads of professional dancers. Biomechanical approach. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 7(1), 2005, p. 77-84.
- [6] Fitt S.S.: *Dance Kinesiology*, 2nd. Schirmer Books, New York 1996.
- [7] Garrick J., Requa R.: The relationship between age and sex and ballet injuries. *Medical Problems of Performing Artists*, vol. 8, 1997, p.79-82.
- [8] Gorwa J., Michnik R., Jurkojć J., Dworak L.B.: Kinematic analysis of modern dance movement "stag jump" within the context of impact loads, injury to the locomotor system and its prevention. *Medical Science Monitor*, vol. 20, 2014, p.1082-1089.
- [9] Gzik M.: *Biomechanika kręgosłupa*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej. Gliwice 2007.
- [10] Hamilton L., Hamilton W., Meltzer J.: Personality, stress and injuries in professional ballet dancers. *American Journal of Sports Medicine*, vol. 17, 1989, p. 263-267.
- [11] Kerr G., Krasnow D., Mainwaring L.: The nature of dance injury. *Medical Problems of Performing Artists*, vol. 7, 1992, p. 25-29.
- [12] Konaszekiewicz Z.: *Tancerze polscy - praca zawodowa w ich życiu*. Wydawnictwo Akademii Muzycznej im. Fryderyka Chopina, Warszawa 1994.
- [13] Krasnow D., Kerr G., Mainwaring L.: Psychology of Dealing with the Injured Dancer. *Medical Problems of Performing Artists*, vol. 9, 1994, p. 7-9.
- [14] Leanderson J., Eriksson E., Nilsson C.: Proprioception in classical ballet dancers: a prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. *American Journal of Sports Medicine*, vol. 24(5), 1996, p.370-374.
- [15] Micheli L.: Back injuries in dancers. *Clinical Journal of Sports Medicine*, vol. 2(3), 1983, p. 473-484.
- [16] Nicholas J et al: The importance of a simplified classification of motion in sports in relation to performance. *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 8, 1977, p. 499- 532.
- [17] Picon A., Lobo da Costa P., De Sousa F., De Sacco I., Amadio A.: Biomechanical approach to ballet movements: a preliminary study. ISBS, Hong Kong, 2000, p. 472-475.
- [18] Solomon R., Micheli L.J., Solomon J., Kelley T.: The „cost" of injuries in a professional ballet company. A three year perspective. *Medical Problems of Performing Artists*, vol. 9, 1996, p. 67- 74.
- [19] Solomon R., Trepman E., Micheli L.J.: Foot morphology and injury patterns in ballet and modern dancers. *Kinesiology and Medicine in Dance*, vol. 12(1), 1989, p. 20-40.

THE PROBLEM OF BACK PAIN IN PROFESSIONAL DANCERS

Abstract: This study undertakes to explain the mechanism of back pain in professional dancers specialising in three styles of dance. In order to determine the topography of back pain data collected from 71 professional dancers were analysed: 29 classical dancers, 14 modern dancers and 28 folk dancers.. In the group of 71 participants as many as 65 (91.6%) reported back pain in various parts of the spine and linked it to their profession. Only 6 participants (8.5%) never experienced pain in this area.

Praca finansowana z Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego (grant nr NN404515938).

Magdalena KROMKA-SZYDEK¹, Justyna MIODOWSKA¹

¹Politechnika Krakowska, Instytut Mechaniki Stosowanej

ANALIZA MES PROCESU ZROSTU UKŁADU ŻUCHWA - PRZESZCZEP PRZY ZASTOSOWANIU IMPLANTÓW STOMATOLOGICZNYCH POD ODBUDOWĘ UZĘBIENIA

Streszczenie: W pracy przedstawiona została analiza MES zrekonstruowanej żuchwy wraz z wprowadzonymi implantami stomatologicznymi. Ocena najbardziej korzystnych warunków do powstania prawidłowego zrostu kostnego odbywała się poprzez porównanie otrzymanych wartości intensywności odkształcenia na granicy pomiędzy kością żuchwy a przeszczepem autogennym, z wartościami granicznymi zawartymi w hipotezie stymulatora mechanicznego przebudowy tkanki kostnej.

Słowa kluczowe: żuchwa, rekonstrukcja, MES, implanty stomatologiczne

1. WSTĘP

W rekonstrukcji żuchwy jednym z najbardziej istotnych problemów klinicznych jest wielkość usuniętego fragmentu oraz jego lokalizacja. Najtrudniejsze warunki stwarzają ubytki w części bródkowej, ponieważ wycięcie tego fragmentu wraz z przednią częścią dna jamy ustnej i mięśniami, powoduje przemieszczenie pozostałych odcinków żuchwy [1]. Wypełnienie ubytku wiąże się z koniecznością odbudowy zarówno jej ciągłości, jak i krzywizny [2]. Równocześnie rekonstrukcja dużych fragmentów żuchwy ogranicza możliwości późniejszej pełnej rehabilitacji układu stomatognatycznego. Dlatego też celem zabiegu odtwórczego powinna być odbudowa podłoża protetycznego i wykorzystanie przeniesionej kości do wprowadzenia śródkostnych wszczepów stomatologicznych stanowiących filary do późniejszej pełnej odbudowy uzębienia. Umieszczenie implantów ma umożliwić pacjentowi poprawę rehabilitacji czynnościowej po resekcji fragmentu żuchwy dzięki odtworzeniu czynności żucia [1]. Przeszczep kostny musi zapewnić dostateczną szerokość i wysokość dla wprowadzenia wszczepów o odpowiedniej długości, dla utrzymania zaprojektowanej protezy podczas obciążania funkcjonalnego przez długi czas [3, 4]. We współczesnej chirurgii szczękowo-twarzowej, jako postępowanie z wyboru, stosuje się najczęściej autogenne przeszczepy stabilizowane tytanowymi płytami rekonstrukcyjnymi. Jako wszczepy pod odbudowę uzębienia najbardziej popularne są implanty śródkostne, rotacyjno-symetryczne, cylindryczne lub w kształcie śrub z różnymi typami gwintów, poddawane obciążeniom funkcjonalnym i bezpośrednio połączone z kością [5].

2. CEL PRACY

Celem pracy była analiza metodą elementów skończonych MES zrekonstruowanej żuchwy wraz z wprowadzonymi implantami stomatologicznymi. Ocena najbardziej korzystnych warunków do powstania prawidłowego zrostu kostnego odbywała się poprzez porównanie otrzymanych wartości intensywności odkształcenia na granicy pomiędzy kością żuchwy a przeszczepem autogennym, z wartościami granicznymi zawartymi w hipotezie stymulatora mechanicznego przebudowy tkanki kostnej.

Jako przeszczep autogeny przyjęte zostały trzy różne materiały (kość biodrowa, kość strzałkowa oraz żebro), uwzględniono również dwie różne długości implantów (13 i 18 mm). Analizie poddano trzy warianty:

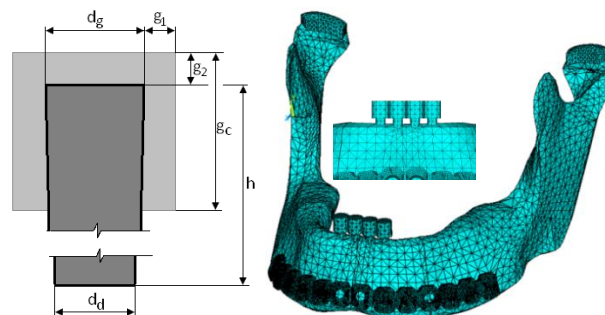
- żuchwy z przeszczepem autogennym i płytą rekonstrukcyjną (W1),
- żuchwy z przeszczepem autogennym i płytą rekonstrukcyjną oraz implantami stomatologicznymi (W2_13 oraz W2_18),
- żuchwy z przeszczepem autogennym bez płyty rekonstrukcyjnej oraz z implantami stomatologicznymi (model odpowiada sytuacji kiedy po określonym czasie stabilizacji lekarz podejmuje decyzję o zdjęciu płyty) (W3_13 oraz W3_18).

W analizie skupiono się głównie na rejonach kontaktu kości i przeszczepu (linie osteotomii – lewa i prawa) oraz kontaktu na granicy kość-implant, ponieważ są to obszary, w których obserwowane są procesy kościotworzenia, resorpcji lub zaniku kości.

3. METODYKA

Model żuchwy z przeszczepem oraz implantami utworzony został w programie FEMAP, a analiza MES przeprowadzona w programie ANSYS. Tworząc model żuchwy oparto się na opisie klinicznym przypadku asymetrycznej rekonstrukcji bródki, w którym obie linie osteotomii przebiegały w obszarze pomiędzy kłębkiem, a pierwszym zębem przedtrzonowym po obu stronach żuchwy. Wolny przeszczep miał postać bloku oraz został unieruchomiony 13-sto oczkową, tytanową płytą rekonstrukcyjną 2,4-Synthes z 10-cioma śrubami UniLock. Zrost kostny zamodelowany został przez wprowadzenie bryły o grubości 0,1 mm symulującej kostninę (nie uwzględniano zjawisk nieliniowych oraz kontaktu).

Implanty pod odbudowę uzębienia zamodelowano jako ścięte stożki o średnicach: górnej $d_g = 3,0$ mm oraz dolnej $d_d = 2,5$ mm i zostały wprowadzone w konfiguracji odpowiadającej zębom siecznym. W górnej części każdego implantu zamodelowano element ceramiczny do nadbudowy protetycznej (rys.1).

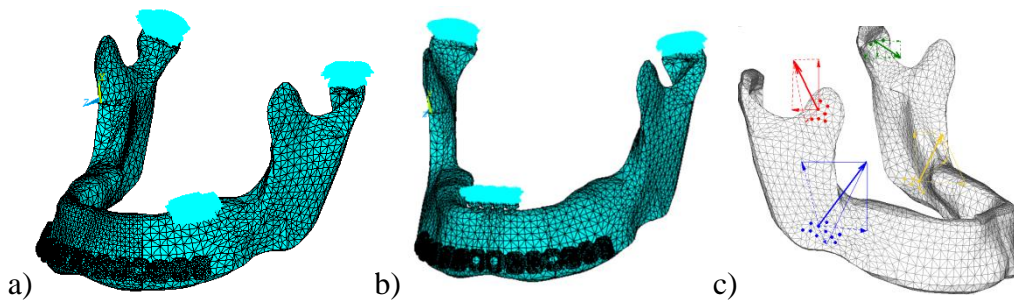


Rys. 1. Kształt i wymiary wszczepu stomatologicznego oraz model żuchwy z wprowadzonymi implantami

Materiały kostne przyjęto jako izotropowe, a wartość kostniny odpowiadała końcowym tygodniom zrostu (Tabela 1). Z uwagi na odmienny sposób obciążania żuchwy, związany z obecnością lub brakiem wszczepów stomatologicznych, przyjęto dwa schematy: obciążenie na zęby boczne [8] oraz obciążenie na zęby sieczne [6] (rys. 2). Uwzględniono działanie podstawowych grup mięśniowych: żwacza, skroniowego, skrzydłowego przyśrodkowego i skrzydłowego bocznego, siły przyłożono w miejscach przyczepu mięśni, a sumaryczna wartość siły wynosiła 100N. Zamodelowano również uproszczony staw skroniowo-żuchwowy. Więzy zostały przyłożone na górnych powierzchniach kości oraz w rejonie odpowiednich zębów w zależności od przyjętego schematu nagryzania (zęby sieczne lub trzonowe).

Tabela. 1. Stałe materiałowe przyjmowane do obliczeń [6, 7]

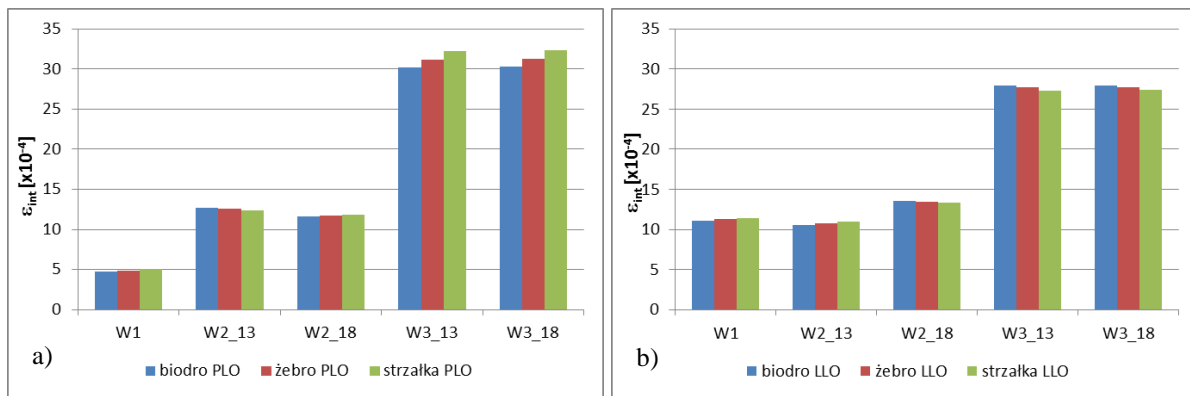
	kość żuchwy	kostnina	prze-szczep	śruby i płyta rekonstr.	krażek stawowy	kość skroniowa	ozębna	wszczepy	ceramika
E[MPa]	18000	200	↓	108000	50	15000	67	110000	210000
v	0,32	0,4		0,3	0,45	0,32	0,47	0,3	0,19
	kość biodrowa		żebro	kość strzałkowa					
E [MPa]	8000		11500	21100					
v	0,35		0,3	0,3					



Rys. 2. Przyjęte schematy obciążenia: a) utwierdzenie na zęby boczne, b) utwierdzenie na zęby sieczne oraz c) obszary przyłożenia sił od mięśni

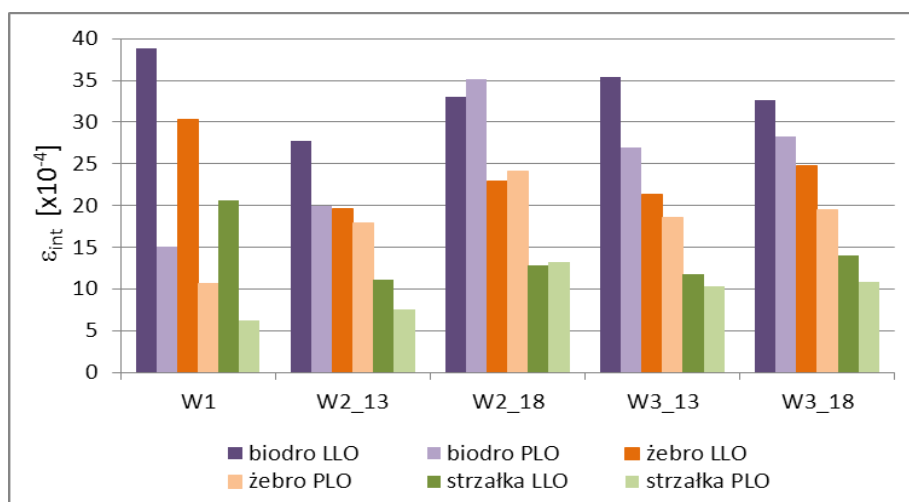
4. WYNIKI

Wyniki przeprowadzonych analiz MES przedstawione zostały w formie wykresów zmiany wartości maksymalnej intensywności odkształcenia dla kości żuchwy i przeszczepu wzdłuż linii osteotomii (rys. 3 i rys. 4) oraz map rozkładów intensywności odkształcenia w przeszczepie w miejscu wprowadzenia wszczepów pod odbudowę uzębienia (rys. 5 i rys. 6).



Rys. 3. Zmiana maksymalnych wartości intensywności odkształcenia ϵ_{int} w żuchwie dla analizowanych wariantów, dla: a) prawej linii osteotomii, b) lewej linii osteotomii

Widać, że dla przypadku braku implantów stomatologicznych wartość odkształcenia w żuchwie jest najniższa. Mieści się ona w zakresie równowagi fizjologicznej czyli między 2-20 [$\times 10^{-4}$] jednak, zwłaszcza dla prawej linii osteotomii (czyli dalszej w stosunku do obszaru nagryzania), wartości te są bardzo małe. Zastosowanie implantów pod odbudowę uzębienia powoduje wzrost wartości ϵ_{int} , dla prawej linii osteotomii, co w efekcie powoduje zwiększenie możliwości równomiernego wgojenia się przeszczepu. Najlepszy efekt uzyskuje się po usunięciu płyty rekonstrukcyjnej, gdyż wartości intensywności odkształcenia wzrastają do odpowiadających zakresowi wzrostu fazy mineralnej kości.

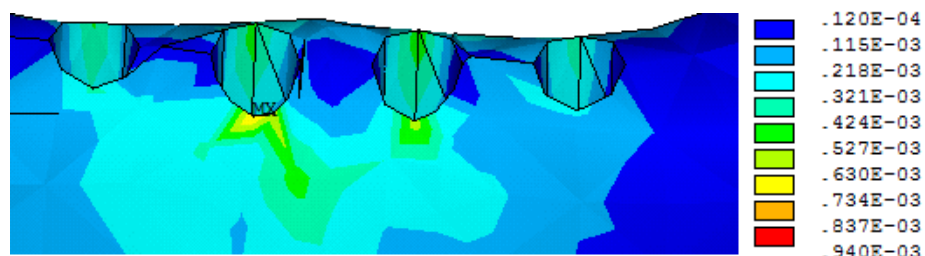


Rys. 4. Maksymalne wartości intensywności odkształcenia dla analizowanych przypadków dla prawej i lewej linii osteotomii (PLO i LLO).

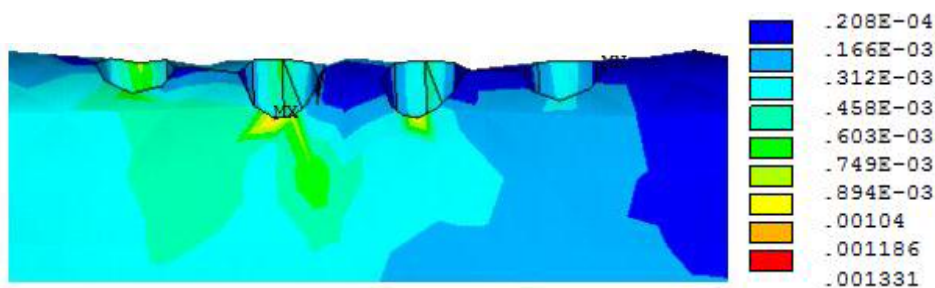
Z wykresu na rys. 4 widać znaczącą różnicę maksymalnej wartości ϵ_{int} dla przypadku W1 czyli bez implantów stomatologicznych dla obu linii osteotomii. Dla przeszczepu z talerza kości biodrowej wartość zbliża się do górnego zakresu powyżej którego może dojść do powstawania resorpcji (zakres obciążeń patologicznych). Wprowadzenie wszczepów powoduje, że wartość ϵ_{int} wzdłuż lewej linii osteotomii spada średnio o 36% dla implantów o długości 13 mm oraz 25% dla implantów o długości 18 mm. Natomiast wzdłuż prawej linii osteotomii następuje wzrost wartości maksymalnej ϵ_{int} średnio o 27% dla wszczepów 13 mm oraz 55% dla wszczepów 18 mm. Wydaje się, że korzystniejsze jest wprowadzenie implantów stomatologicznych o długości 18 mm, gdyż dla przeszczepów z kości biodrowej oraz z żebra

wartość intensywności odkształcenia pozostaje w zakresie odpowiadającym wzrostowi fazy mineralnej (dla kości strzałkowej jest to zakres równowagi fizjologicznej).

Na rys. 5 i 6 przedstawiono rozkład intensywności odkształcenia w przeszczepie z kości biodrowej, w obszarze wprowadzenia implantów stomatologicznych do kości. Widać, że wyłączenie dla obu przypadków długości wszczepów obejmuje ten sam obszar, a wartość maksymalna mieści się w zakresie równowagi fizjologicznej. Podobna tendencja występuje dla pozostałych materiałów kostnych stosowanych jako przeszczep autogeny.



Rys. 5. Rozkład intensywności odkształcenia ϵ_{int} w obszarze wprowadzenia implantów stomatologicznych dla wariantu W2_18



Rys. 6. Rozkład intensywności odkształcenia ϵ_{int} w obszarze wprowadzenia implantów stomatologicznych dla wariantu W3_18

5. WNIOSKI

Przeprowadzone symulacje numeryczne wykazały, że rodzaj pobranego materiału do rekonstrukcji żuchwy ma wpływ na wartości powstałego odkształcenia na granicy kość żuchwy-przeszczep. Wprowadzenie implantów stomatologicznych daje pacjentom możliwość nagryzania pokarmów zębami przednimi. Dzięki temu przeszczep zostaje obciążony większymi siłami co skutkuje powstawaniem odkształceń o wartościach, w zakresie których odpowiedzią tkanki kostnej jest zrost i, co jest z tym związane, prawdopodobne prawidłowe wgojenie przeszczepu. Wyłączenie tkanek twardych kości występuje wokół otworów, w których umieszczono implanty na dolnej powierzchni co pokrywa się z obserwacjami innych autorów [9, 10, 11, 12].

Różnica w długości implantów największy wpływ ma na wartości ϵ_{int} na granicy pomiędzy kością żuchwy a przeszczepem. W mniejszym stopniu natomiast wpływa na proces wgajania implantów.

Usunięcie płyty rekonstrukcyjnej w przypadku wprowadzonych implantów o długości 18 mm powoduje wzrost wartości intensywności odkształcenia w żuchwie dla wszystkich materiałów stosowanych na przeszczepy, co może mieć pozytywny wpływ na przebudowę tkanki kostnej. Na podstawie analiz wydaje się, że ta długość wszczepów jest korzystniejsza. Równocześnie usunięcie płyty rekonstrukcyjnej przy wprowadzonych implantach zarówno 18-sto jak i 13-sto mm nie powinno powodować wystąpienia patologicznych przeciążeń na granicach pomiędzy żuchwą a przeszczepem.

LITERATURA

- [1] Kowalczyk R., Kowalik S.: Rekonstrukcja żuchwy w materiale Kliniki Chirurgii Szcękowo-Twarzowej PAM w Szczecinie, *Czasopismo Stomatologiczne*, vol. 55(3), 2002, p. 169–176.
- [2] Maciejewski A., Szymczyk C.: Techniki mikrochirurgiczne w rekonstrukcji poresekcyjnych ubytków żuchwy - propozycja algorytmu, *Czasopismo Stomatologiczne*, 2005, LVIII, 7.
- [3] Marunick M.T., (et al.): Functional criteria for mandibular implant placement post resection and reconstruction for cancer, *J. Prosthet. Dent.*, vol. 82, 1999, p. 107-113.
- [4] Mierzwińska-Nastalska E., Rolski D., Gładkowski J., Łomżyński Ł., Kostrzewa-Janicka J., Mateńsko D., Ciechowicz K., Starościak S., Jaworowski J.: Rehabilitacja implantoprotetyczna pacjentów po resekcji żuchwy i rekonstrukcji z zastosowaniem unaczynionych płatów z kości strzałki, *Protetyka Stomatologiczna*, 2010, vol. 60(3), p. 182-193
- [5] Shin S-Y., Kye S-B., Hong J.: The effect of peri-implant bone exposure on soft tissue healing and bone loss in two adjacent implants, *J Periodontal Implant Sci.*, vol. 42, 2012, p. 20-24.
- [6] Kromka-Szydek M., Jędrusik-Pawłowska M., Milewski G., Lekston Z., Cieślik T., Drugacz J.: Numerical analysis of displacements of mandible bone parts Rusing various elements for fixation of subcondylar fractures, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 12, No. 1, 2010, p. 11-18.
- [7] Milewski G.: Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda-implant w stomatologii, *Rozprawa habilitacyjna*, wyd. Politechniki Krakowskiej, Kraków, 2002.
- [8] Nagasao T., Miyamoto J., Tamaki T., Kawana H.: A comparison of stresses in implantation for grafted and plate-and-screw mandible reconstruction, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, Vol. 109(3), 2010, p. 346–356.
- [9] Huang H-L., Hsu J-T., Fuh L-J., Lin D-J., Chen M.Y.C.: Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant, *Computers in Biology and Medicine*, vol. 40, 2010, p. 525–532.
- [10] Hudieb M., Kasugai S.: Biomechanical effect of crestal bone osteoplasty before implant placement: a three-dimensional finite element analysis, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 40, 2011, p. 200–206.
- [11] Matsunaga S., Okudera H., Abe S., Tamatsu Y., Hashimoto M., Ide Y.: Influence of Bite Force on the Internal Structure of the Mandible through Implant-Three-dimensional and Mechanical Analysis Using Micro-CT and Finite Element Method, *J. Oral Biosci.*, vol. 50(3), 2008, p. 194-199
- [12] Saidin S., Kadir M., Sulaiman E., Kasim N.: Effects of different implant–abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation, *Journal of Dentistry*, vol. 40, 2012, p.467-474

FEM ANALYSIS OF BONE UNION PROCESS OF THE MANDIBULAR-GRAFT SYSTEM USING DENTAL IMPLANTS FOR THE DENTAL RECONSTRUCTION

Abstract: The aim of work was FEM analysis the case of mandibular reconstruction with use dental implants. The evaluation of bone union process was performed as a comparison of the strain intensity value on the border mandibular – autogenous graft with limit values that are included the hypothesis of a mechanical stimulator remodeling of bone tissue.

Katarzyna MAN¹, Bożena GZIK-ZROSKA²

¹Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „Biokreatywni” przy Katedrze Biomechatroniki Politechniki Śląskiej

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

WYZNACZANIE SIŁY WYRYWAJĄCEJ NIĆ CHIRURGICZNAJ Z TRZUSTEK PRZY UŻYCIU MASZYNY WYTRZYMAŁOŚCIOWEJ MTS INSIGHT

Streszczenie: W pracy przedstawiono wyniki badań doświadczalnych przeprowadzonych na trzustkach świńskich przy użyciu maszyny wytrzymałościowej MTS Insight. W ramach badań wyznaczono wartość siły potrzebnej do wyrwania nici chirurgicznej wklutej do mięszu trzustki. W pracy przedstawiono również analizę statystyczną mającą na celu ocenę wpływu mrożenia trzustek na wartość wyznaczonej siły.

Słowa kluczowe: trzustka świńska, statyczna próba rozciągania, siła zrywająca, wpływ mrożenia.

1. WSTĘP

Wśród wszystkich rodzajów nowotworów rak trzustki jest obciążony wysoką śmiertelnością mimo że stanowi jedynie 3% wszystkich nowotworów złośliwych u człowieka. Długo nie daje żadnych objawów, a gdy takowe się pojawią na skuteczne leczenie zazwyczaj jest już zbyt późno. Jedynie 10% - 30% pacjentów może zostać poddanych operacji metodą Whipple'a. Zabieg ten niesie ze sobą wysokie ryzyko wystąpienia powikłań pooperacyjnych. Najczęstszym z nich jest pooperacyjna przetoka trzustkowa, która dotyczy 2% – 28% pacjentów [1]. Czynnikiem zwiększającym ryzyko wystąpienia przetoki jest m. in. miękka postać trzustki, która powoduje trudności podczas jej szycia. Poszukiwane są zatem takie metody zespolenia, które pozwolą na zmniejszenie ryzyka przecieku trzustki po pankreatoduodenektomii u pacjentów posiadających miękka jej postać [3]. Poznanie własności mechanicznych trzustki pozwoli na określenie siły wyrywającej nici chirurgicznej z jej mięszu, która wpływa na wytrzymałość szwu. Znając jej wartość lekarz ma możliwość lepszego planowania przedoperacyjnego zabiegu. Może dobrać właściwy sposób szycia oraz siłę zaciskania szwu. Ponieważ szpitale nie dysponują odpowiednim sprzętem umożliwiającym przeprowadzenie badań doświadczalnych, badania są wykonywane przez jednostki akademickie specjalizujące się w tego rodzaju badaniach. Wiąże się to z koniecznością transportu oraz odpowiedniego przechowywania próbek. Bardzo często nie ma możliwości przeprowadzenia badań bezpośrednio po pobraniu materiału więc powstaje pytanie czy preparaty można mrozić i czy proces mrożenia będzie miał wpływ na zmianę własności mechanicznych mięszu trzustki? W związku z powyższym w pracy podjęto

próbę wyznaczenia siły wyrywającej nić z mięszu trzustki oraz ocenę wpływu mrożenia na wartość wyznaczanej siły.

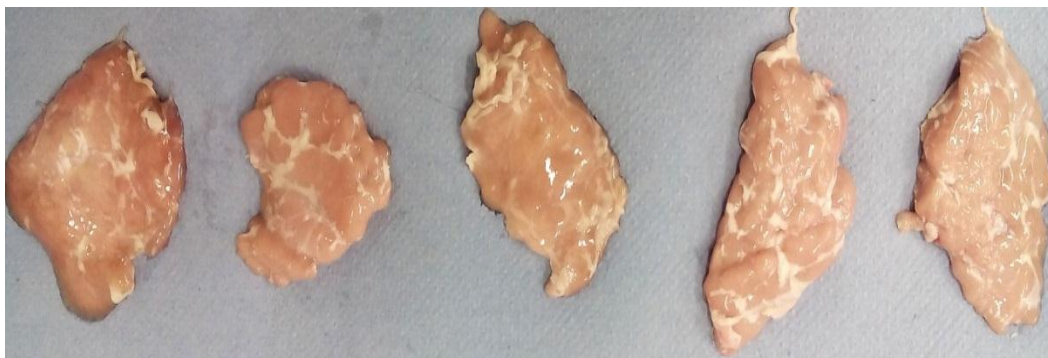
2. METODYKA BADAŃ

Badania doświadczalne wykonano na maszynie wytrzymałościowej MTS Insight 2 (Rys. 1).

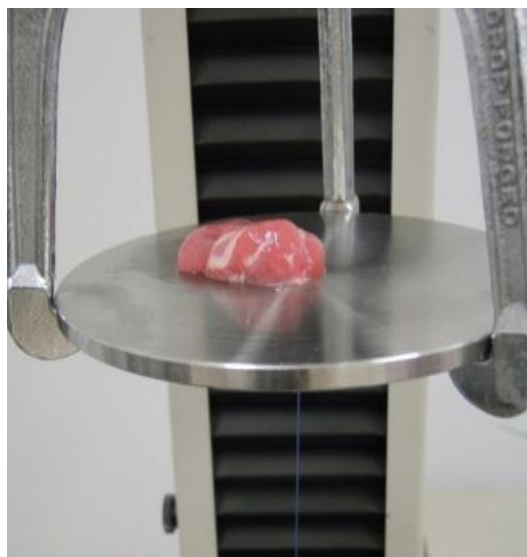


Rys. 1. Maszyna wytrzymałościowa MTS Insight 2

Z powodu trudności w dostępie do preparatów ludzkich badania przeprowadzono na preparatach świńskich. Preparaty świńskie pod względem anatomicznym są najbardziej zbliżone do preparatów ludzkich. Próbki pobrano od świń w wieku ok 6 miesięcy i wadze od 80 do 100 kg. Z każdej trzustki wycięto po dwa wycinki mięszu (Rys. 2). Jeden z nich umieszczono w lodówce na okres 24 godzin, a drugi poddano procesowi mrożenia w temperaturze -18 C° przez 48 godzin a następnie rozmrażano w temperaturze 20 C° .



Rys. 2. Preparaty świńskich trzustek

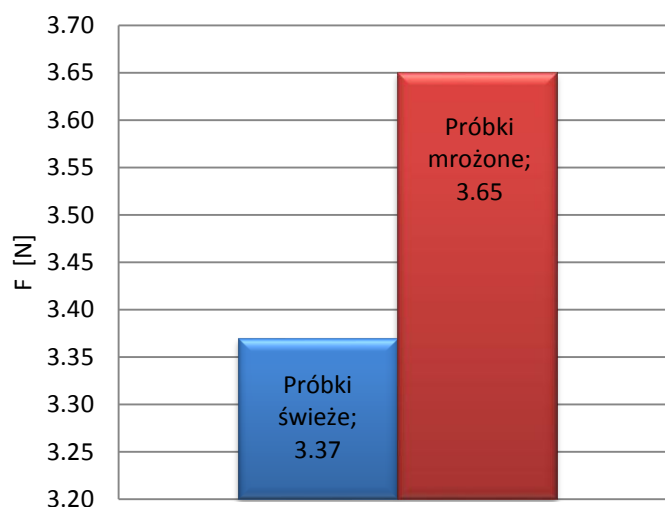


Rys. 2. Uchwyt do badania trzustek

Przed wykonaniem badania każda z próbek została zaszyta czterokrotnie nicią chirurgiczną przy pomocy imadła do igieł w odległości 5 mm od krawędzi, a następnie umieszczona na specjalnej płytce o średnicy 10 cm, posiadającej wycięty na środku otwór o długości 5 mm i szerokości 2 mm (Rys. 2). Następnie nić umieszczono w uchwytach maszyny wytrzymałościowej w taki sposób aby obciążenie działające na nić chirurgiczną zadawane było w sposób osiowy. Badanie zostało przeprowadzone w warunkach quasi – statycznych z prędkością 5 mm/min.

3. WYNIKI BADAŃ

Na podstawie przeprowadzonej statycznej próby rozciągania wyznaczono wartości maksymalnej siły wyrywającej nić chirurgiczną z poszczególnych próbek mrożonych oraz świeżych. Ponieważ każdą próbkę poddano badaniu czterokrotnie, wyznaczona została średnia wartość siły dla każdej z próbek. W sumie badaniu podano 40 próbek (20 świeżych, 20 mrożonych) pobranych od 20 osobników. Uzyskane wyniki badań przedstawiono w tabeli 1 oraz na wykresie (Rys.3).



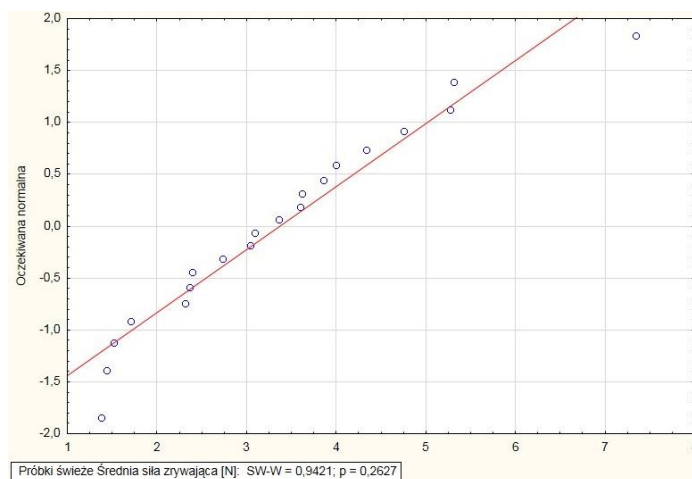
Rys. 3. Średnia wartość siły wyrywającej nić z trzustki

Tab.1. Wartości siły wyrywającej

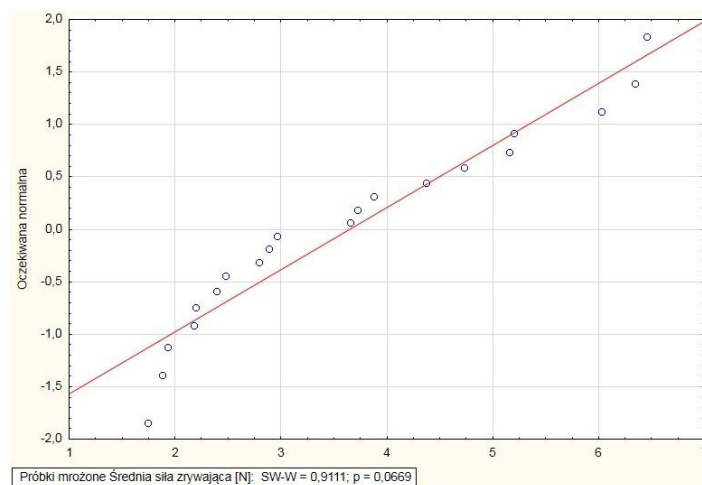
Nr próbki	Siła wyrywająca dla próbek świeżych [N]	Siła wyrywająca dla próbek mrożonych [N]
1	7,34	6,35
2	4,75	3,73
3	2,32	5,16
4	2,36	3,65
5	3,36	5,20
6	4,34	6,45
7	3,86	4,73
8	5,31	2,88
9	1,38	4,37
10	2,74	6,02
11	1,52	2,48
12	3,09	2,79
13	4,00	2,39
14	1,70	3,87
15	5,27	2,20
16	3,60	1,88
17	2,39	1,93
18	3,04	2,17
19	1,44	1,74
20	3,62	2,97
Średnia (\pm SD)	3,37 (\pm 1,53)	3,65 (\pm 1,56)

3.1. Analiza statystyczna

W celu dokonania oceny wpływu mrożenia próbek na wartość wyznaczonej siły uzyskane wyniki badań poddano analizie statystycznej. W pracy zastosowano test T studenta a uzyskane wyniki przedstawiono na rysunku 6. Porównując ze sobą grupy pod względem sposobu przechowywania można zauważyć różnice pomiędzy badanymi grupami. Zastosowanie testu statystycznego z uwzględnieniem przyjętego poziomu istotności, umożliwia stwierdzenie czy występujące różnice są istotne statystycznie [4]. Zazwyczaj w analizach statystycznych stosuje się poziom istotności wynoszący $\alpha=0,05$. W przypadku gdy dla danego wyniku jest on mniejszy, wówczas wyniki są istotne statystycznie, natomiast gdy jest większy wyniki nie są istotne. Przeprowadzono również analizę rozkładu normalności badanych próbek (Rys.4, Rys.5) w celu sprawdzenia poprawności zastosowania testu T studenta.

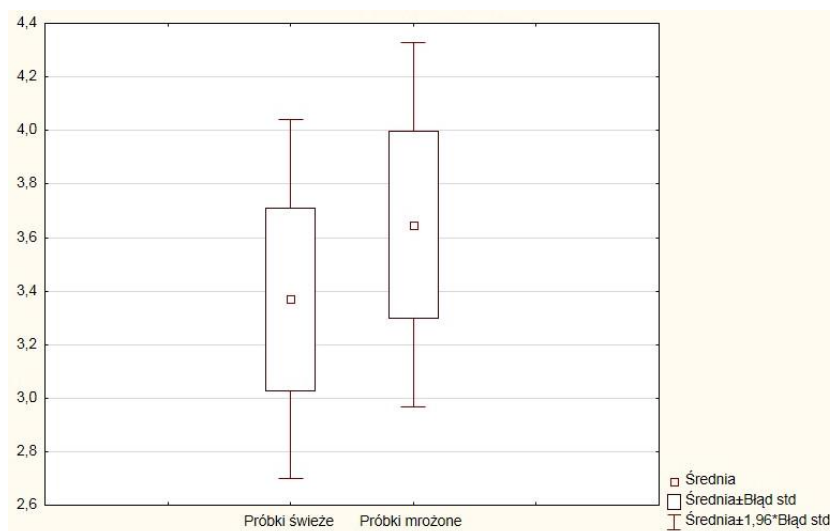


Rys. 4. Rozkład normalności próbek świeżych



Rys. 5. Rozkład normalności próbek mrożonych

W przeprowadzonych badaniach poziom p dla testu t studenta wynosi 0,573, a zatem jest większy od przyjętego poziomu istotności ($\alpha=0,05$), stąd można stwierdzić iż uzyskane różnice średnich wartości siły wyrywającej dla próbek mrożonych i świeżych nie są istotne statystycznie.



Rys. 6. Wykres przedstawiający wartość średnią i odchylenia standardowe siły zrywającej dla próbek świeżych i mrożonych

4. WNIOSKI

Przeprowadzone w niniejszej pracy badania doświadczalne pozwoliły na wyznaczenie siły wyrywającej nić chirurgiczną z mięszu trzustki świńskiej. Siła ta wynosiła średnio $3,37 \pm 1,53$ N w przypadku próbek świeżych oraz $3,65 \pm 1,56$ N dla próbek mrożonych. Na podstawie przeprowadzonej analizy statystycznej można stwierdzić iż mrożenie nie wpływa na wartość wyznaczonej siły wyrywającej. Uzyskane średnie wartości siły zrywającej nie różnią się istotnie statystycznie pomiędzy badanymi grupami, a tym samym można wnioskować iż mrożenie nie ma wpływu na zmianę własności wytrzymałościowych badanych próbek. W związku z powyższym można stwierdzić iż pobrane próbki mięszu trzustek mogą być poddawane procesowi mrożenia co zdecydowanie ułatwi ich transport i przechowywanie do czasu przeprowadzania badań z ich wykorzystaniem.

LITERATURA

- [1] Hać S.: Rola morfologii trzustki w zespoleniu trzustki z przewodem pokarmowym po pankreatodoudenektomii. Gdański Uniwersytet Medyczny, Gdańsk 2010, s. 25 – 29.
- [2] Rabiej M.: Statystyka z programem Statistica. Helion, Gliwice 2012, s. 131 – 147.
- [3] Townsend C. M.: Sabiston Chirurgia, t.4. Urban & Partner, 2013, s. 492 – 494.
- [4] <http://pogotowiestatystyczne.pl/slowniczek/hipotezy/> (dostęp 03.04.2016r.).

DETERMINATION OF PULLOUT STRENGTH THE SURGICAL SUTURE FROM PANCREASES USING MTS INSIGHT TESTING MACHINE

Abstract: The article presents of experimental studies carried out on pig pancreases using a testing machine MTS Insign. The study determined the value of the breaking force applied axially to the surgical thread inserted to a pancreatic parenchyma and a comparative analysis of the impact of freezing on the value of the designated forces. The test results will allow better estimation of the risk of postoperative complications, and thus apply in advance the possible ways to prevent them.

Andrzej MYŚLIWIEC¹, Jacek JURKOJC², Robert MICHNIK², Katarzyna NOWAKOWSKA², Katarzyna RYBOK¹, Adam POSŁUSZNY¹

¹Katedra Kinezyterapii i Metod Specjalnych Fizjoterapii, Wydział Fizjoterapii, AWF im. J. Kukuczki, Katowice

²Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

RÓŻNICA W NATEŻENIU DOLEGLIWOŚCI BÓLOWYCH ŁĘDŹWIOWEGO ODCINKA KRĘGOSŁUPA POMIĘDZY RODZICAMI DZIECI Z NIEPEŁNOSPRAWNOŚCIĄ MOTORYCZNĄ I RODZICAMI DZIECI PEŁNOSPRAWNYCH

Streszczenie: Celem pracy była ocena stopnia niepełnosprawności wynikającej z różnicy natężenia dolegliwości bólowych w obrębie lędźwiowego odcinka kręgosłupa pomiędzy rodzicami dzieci z niepełnosprawnością motoryczną, a rodzicami dzieci pełnosprawnych. Grupa badawcza składała się z 165 osób: 69 rodziców dzieci pełnosprawnych (RDP) oraz 96 rodziców dzieci niepełnosprawnych (RDN). Badania przeprowadzono na terenie województwa śląskiego, wykorzystując kwestionariusz Oswestry (ODI – Oswestry Disability Index). Rodzice w grupie RDN wskazali na większe natężenie dolegliwości bólowych w 9 z pośród 10 obszarów skali. Dla 8 obszarów różnice pomiędzy grupami są istotne statystycznie (test U-Manna Whitneya). Uzyskane wyniki wskazują jednoznacznie, iż występowanie dolegliwości bólowych zlokalizowanych w okolicy lędźwiowego odcinka kręgosłupa jest częstsze w grupie RDN i cechuje je większe natężenie.

Słowa kluczowe: dolegliwości bólowe szyjnego odcinka kręgosłupa, niepełnosprawność, przeciążenie

1. WSTĘP

Liczbę osób niepełnosprawnych na całym świecie szacuje się na miliard [1]. Coraz więcej uwagi poświęca się konsekwencjom wynikającym z niepełnosprawności, a ciężar sprawowania nad nimi opieki, pozostaje w dużej mierze niezbadany [1]. Środowisko osób niepełnosprawnych jest obciążone dużym stresem, wobec nieszczęścia jakie je spotkało [2]. Doniesień związanych z konsekwencjami wychowania dziecka niepełnosprawnego dostarczają badania porównawcze rodziców dzieci niepełnosprawnych, z rodzicami dzieci zdrowych [3,4]. Choć większość z nich, wskazuje na słabsze wyniki wśród rodziców dzieci z niepełnosprawnością, to jednak są badania, w których nie wykazano różnic pomiędzy tą grupą, a rodzicami dzieci pełnosprawnych. Brehaut i wsp. zauważa również, iż wiele jest opracowań na temat wpływu sprawowania długotrwałej opieki nad dzieckiem niepełnosprawnym na stan zdrowotny rodziców, lecz dotyczą one głównie problemów natury emocjonalnej i psychicznej [5]. W badaniach tych, podkreśla się większe ryzyko rozwoju objawów depresji i stanów lękowych [6,7]. Inne badania próbują ocenić poziom jakości życia

podkreślając, że niepełnosprawność dziecka nie jest wyłącznie problemem rodziców i najbliższej rodziny, ale rzutuje na relacje z dalszymi krewnymi, przyjaciółmi, czy sąsiadami [8,9]. Jak podają wyniki badań Kaya i wsp. charakterystyka tego typu niepełnosprawności, wymusza na rodzicach, konieczność sprawowania długotrwałej opieki nad swoimi dziećmi [10]. Autorzy przytaczanych publikacji wskazują jednocześnie na fakt wypalenia emocjonalnego związanego z koniecznością wykonywania codziennie tych samych czynności, przy równoczesnym braku widocznych efektów. Inną przyczyną takiej sytuacji może być niedostateczne wsparcie psychologiczne, medyczne czy też fizjoterapeutyczne [3,4,11].

Niewiele mówi się o zdrowiu fizycznym tych osób. Niewątpliwie istotnym problemem rodziców dzieci z niepełnosprawnością motoryczną, w tym szczególnie dzieci poruszających się na wózkach są przeciążenia układu mięśniowo-szkieletowego. Czynności wykonywane przez rodzica, można porównać do pracy asystenta osoby niepełnosprawnej lub pielęgniarki [9]. Osoby te, podnoszą swoje dzieci, narażając się na często powtarzane, monotonne ruchy, wykonywane w niewygodnych pozycjach ciała, głównie z pochyleniem tułowia w trakcie wykonywania czynności pielęgnacyjnych lub opiekuńczych.

Długotrwale utrzymujące się przeciążenie wynikające z przyjmowania pochylonej, często długotrwale utrzymywanej pozycji, podnoszenie oraz krótszy czas na odpoczynek powodują znaczne przeciążenie kręgosłupa w odcinku lędźwiowym [15,16]. Stopniowe zużywanie się struktur kręgosłupa, wpływa na zwiększanie się strefy neutralnej, będącej jedną z istotnych przyczyn powstawania zmian o charakterze zwyrodnieniowym [16,17,18]. Zmiany te, stopniowo powodują narastanie dolegliwości bólowych, prowadząc do istotnego pogorszenia jakości życia.

Celem niniejszych badań była ocena różnicy w indeksie niepełnosprawności wynikającej z natężenia dolegliwości bólowych lędźwiowego odcinka kręgosłupa pomiędzy rodzicami dzieci z niepełnosprawnością motoryczną, a rodzicami dzieci pełnosprawnych.

2. MATERIAŁ I METODY

Badania przeprowadzono zgodnie z zaleceniami Deklaracji Helsińskiej. Badania przeprowadzono w oparciu o kwestionariusz ankiety.

Badania przeprowadzono na terenie Śląska w 2 największych organizacjach pozarządowych zrzeszających dzieci i dorosłych z niepełnosprawnością intelektualną i motoryczną, wśród których dużą grupę stanowią osoby poruszające się na wózkach (Olimpiady Specjalne, Fundacja Aktywnej Rehabilitacji) oraz wśród losowo wybranych 150 rodziców osób pełnosprawnych w wieku od 6 do 25 lat. Przedział wiekowy został zdefiniowany w niniejszych badaniach na podstawie polskiego prawa do uczestnictwa w systemie szkolnictwa specjalnego. Rodzice zostali poproszeni o wypełnienie kwestionariusza ankiety dotyczącego natężenia dolegliwości ze strony kręgosłupa lędźwiowego. Wydano 300 kwestionariuszy ankiety (150 wśród rodziców osób z niepełnosprawnością motoryczną zrzeszonych w jednym ze stowarzyszeń oraz 150 wśród losowo wybranych rodziców osób zdrowych). Rodzice zostali poproszeni o indywidualne wypełnienie kwestionariusza. Z grupy rodziców dzieci z niepełnosprawnością zwrócono 121 kwestionariuszy (80%), z czego 96 wypełnionych prawidłowo. Rodzice zdrowych dzieci i młodzieży, zwrócili 103 kwestionariusze (68%), w tym 69 wypełnionych kompletnie. Do następnej części badań zakwalifikowano 165 prawidłowo wypełnionych dokumentów.

Do oceny stopnia niepełnosprawności wynikającej z natężenia dolegliwości bólowych lędźwiowego odcinka kręgosłupa wykorzystano kwestionariusz Oswestry (ODI – Oswestry Disability Index) [19].

Uczestnicy badań zostali podzieleni na dwie grupy. Jako kryterium włączenia do badań był brak istotnych wad postawy oraz przewlekłych chorób, które mogły by mieć wpływ na występowanie dolegliwości bólowych, brak urazów w ciągu ostatnich 3 miesięcy. W przypadku kobiet, co najmniej 1 rok od ostatniej ciąży. Do grupy rodziców dzieci z niepełnosprawnością motoryczną (RDN) włączono rodziców osób w wieku od 6 do 25 lat, które zostały zaklasyfikowane do poziomu 4 i 5 w skali GMFCS (Gross Motor Function Classification System), czyli poruszające się z asystą lub na wózku inwalidzkim. Do grupy kontrolnej zakwalifikowano rodziców dzieci pełnosprawnych (RDP). Zmienna niezależna została zdefiniowana, jako posiadanie dziecka z niepełnosprawnością motoryczną (tak/nie), zaś zmienna zależna została określona kwestionariuszem ODI. Dane biometryczne przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Dane biometryczne w obu grupach

Parametr	RDN				RDP				<i>p</i>
	<i>n</i> = 96 (80 kobiet, 16 mężczyzn)				<i>n</i> = 69 (60 kobiet, 9 mężczyzn)				
	min.	max.	<i>M</i>	<i>SD</i>	min.	max.	<i>M</i>	<i>SD</i>	
Wiek (lata)	24	68	42.78	9.52	30	58	40.19	6.22	0.07
Wysokość ciała (cm)	150	182	165.82	7.92	151	188	166.94	8.03	0.36
Masa ciała (kg)	44	137	71.31	14.58	49	105	69.77	12.74	0.42
Ślrdni wiek dzieci (lata)	6	25	13.52	3.68	5.3	23.6	12.85	3.8	0.51

Statystyka

Analizę normalności rozkładu oraz jednorodności wariancji oceniono za pomocą testu Shapiro-Wilka oraz testu Levene'a. Z uwagi na nienormalny rozkład próby, do dalszej analizy zastosowano nieparametryczny test U Manna Whitneya przyjmując jako wartość krytyczną $p < 0,05$.

3. WYNIKI

Rodzice w grupie RDN wskazali na większe natężenie dolegliwości bólowych w 9 z spośród 10 obszarów skali. Znamienność statystyczna na poziomie $p < 0,001$, została wskazana w samoocenie natężenia dolegliwości bólowych podczas wykonywania pracy zawodowej, podróżowania oraz podnoszenia. Poziom istotności statystycznej o wartości $p < 0,01$ został wskazany w samoocenie dolegliwości bólowych podczas stania i chodzenia, natomiast natężenie dolegliwości bólowych podczas funkcjonowania społecznego, snu oraz wykonywania czynności samoobsługowych uzyskało znamienność statystyczną $p < 0,05$. Jedynie różnica w natężeniu dolegliwości bólowych w czasie siadu nie była istotna statystycznie.

Tabela 2. Wyniki uzyskane w ocenie indeksu niepełnosprawności wynikającej z występowania dolegliwości bólowych lędźwiowego odcinka kręgosłupa wyrażonych kwestionariuszem ODI.

Parametr	RDN				RDP				<i>p</i>
	min.	max.	<i>M</i>	<i>SD</i>	min.	max.	<i>M</i>	<i>SD</i>	
ODI	0	62	13.52	12.44	0	72	10.2	13,95	0.004*

4. DYSKUSJA

Uzyskane w pracy wyniki wskazują wyraźnie, że osoby, których dzieci z uwagi na niepełnosprawność motoryczną poruszają się na wózkach, mają większe dolegliwości bólowe zlokalizowane w okolicy lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Sytuacja taka znajduje duże potwierdzenie w badaniach naukowych. Jednym z podstawowych czynników występowania dolegliwości bólowych lędźwiowego odcinka kręgosłupa jest praca w pozycji pochylonej, dodatkowo obciążona podnoszeniem. W badaniach przeprowadzonych przez Bonato i wsp. wykazano, że cykliczne podnoszenie ciężaru o masie 13 kg w sposób istotny wpływa na przeciążenie układu mięśniowo szkieletowego, zaś największy moment działania sił, przypada na poziomie 4 i 5 kręgu lędźwiowego [15]. Tego typu sytuacje prowadzi do indukowania dolegliwości bólowych w tym odcinku kręgosłupa. W innych badaniach, w których dokonano oceny dolegliwości bólowych występujących u holenderskich pielęgniarek pracujących w domach opieki zdrowotnej wykazano, że praca związana z opieką nad pacjentem, jest traktowana jako ciężka. Wskazały one, że największe problemy odczuwają podczas podnoszenia (65% badanych), pracy w wymuszonych pozycjach (47%) i pochylania (34%) [13]. Podobną analogię pomiędzy czynnościami opiekuńczymi wykonywanymi przez rodziców dzieci z niepełnosprawnością motoryczną a pracownikami służby zdrowia wykazują badania Andersena i wsp. [14]. Wskazują oni ten rodzaj pracy jako bardzo obciążający organizm, dodatkowo podkreślając fakt, iż wykonywana jest głównie przez kobiety.

Podobnie w badaniach Ono et al. zauważono taką zależność. Porównanie grup pielęgniarek, pracujących w systemie szkolnictwa a pielęgniarek, pracujących w domach opieki wyraźnie wskazało, że większy odsetek dolegliwości bólowych ze strony układu mięśniowo-szkieletowego występował w tej grupie, która z uwagi na charakter pracy, był narażona na podnoszenie [12].

Badania przeprowadzone przez autorów niniejszej pracy, oceniające natężenie dolegliwości bólowych w obrębie szyjnego odcinka kręgosłupa, jednoznacznie wskazały, że występowanie dolegliwości bólowych jest w grupie rodziców dzieci z niepełnosprawnością motoryczną jest częstsze i cechuje je większe natężenie [18].

Właściwie ocena sytuacji rodziców dzieci z LD pod kątem występowania dolegliwości bólowych wydaje się być oczywista. Osoby te, narażone są na przeciążenie wynikające z podnoszenia i częstego przebywania w pozycji pochylonej. Można również założyć, że z czasem, dolegliwości te, stopniowo narastają. Wpływ na to ma zarówno proces starzenia się organizmu rodziców oraz stopniowy wzrost masy ciała dzieci, które z wiekiem, stają się osobami dorosłymi. Na zmiany te nie można w jakikolwiek sposób wpłynąć. Istnieje jednak możliwość wprowadzenia wspomagającego sprzętu pielęgnacyjnego oraz sposobem wykonywania czynności pielęgnacyjnych i opiekuńczych. W zakres tych działań, wchodzi nauczanie prawidłowej ergonomii pracy, jak i poprawa sprawności funkcjonalnej. Z pragmatycznego punktu widzenia, zarówno ergonomia, jak i sprawność funkcjonalna powinny się przez siebie przenikać, ułatwiając opiekę. Istotnym zdają się być kontrola prawidłowej postawy oraz jakość centralnej stabilizacji [16]. Umiejętność prawidłowej kontroli napięcia głębokich mięśni stabilizujących, redukuje powstawanie strefy neutralnej, która z kolei implikuje powstawanie sił ścinających, będących przyczyną przeciążenia. Aktywizacja mięśni brzucha, oraz kontrola ustawienia miednicy, może mieć dla rodziców istotne znaczenie [17]. Za tego typu postępowaniem przemawia fakt, iż budowanie głębokiej stabilizacji nie wymaga częstego udziału w treningach i zabiegach. Polega głównie, na uświadomieniu jakości postawy oraz regularnej samokontroli napięcia mięśnia poprzecznego brzucha i dna miednicy. Osoby poddane programom terapeutycznym, powinny uświadomić sobie jakość własnej postawy, zidentyfikować występujące błędy, a następnie w oparciu

o instruktaż, budować nowe nawyki doskonalone kontrolą motoryczną oraz jakością napięcia mięśni głębokich odpowiedzialnych za stabilizację.

Zdaniem autorów, wprowadzenie warsztatów terapeutyczno-ergonomicznych w środowisku rodziców dzieci z niepełnosprawnością motoryczną, mogło by przyczynić się do redukcji dolegliwości bólowych kręgosłupa lędźwiowego oraz poprawić jakość życia tej populacji.

5. WNIOSKI

1. W badanej populacji rodziców dzieci z niepełnosprawnością motoryczną stwierdzono wyższy poziom niepełnosprawności wynikający z występowania dolegliwości bólowych lędźwiowego odcinka kręgosłupa niż w grupie rodziców dzieci pełnosprawnych.
2. Uzyskane wyniki wskazują konieczność wprowadzenia programów profilaktycznych wspomagających sytuację rodziców dzieci z niepełnosprawnością motoryczną, mających na celu redukcję przeciążeń, wpływających na występowanie dolegliwości bólowych.

LITERATURA

- [1] WHO Media centre 2013, Disability and health. Reviewed September, Fact sheet N°352. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs352/en/> [11.02.2014].
- [2] Feizi A., Najmi B., Salesi A., Chorami M., Hoveidafar R.: Parenting stress among mothers of children with different physical, mental, and psychological problems. *Journal of Research in Medical Sciences*, vol. 19, no. 2, 2014, p.145-52.
- [3] Byrne M.B., Hurley D.A., Daly L., Cunningham C.G.: Health status of caregivers of children with cerebral palsy. *Child: care, health and development*, vol. 36, no. 5, 2010, p. 696–702.
- [4] Cheshire A., Barlow J.H., Powell L.A.: The psychosocial well-being of parents of children with cerebral palsy: a comparison study. *Disability and Rehabilitation*, vol. 32, no. 20, 2010, p. 1673–1677.
- [5] Brehaut J.C., Kohen D.E., Raina P., Walter S.D., Russell D.J., Swinton M., et al.: The Health of Primary Caregivers of Children With Cerebral Palsy: How Does It Compare With That of Other Canadian Caregivers? *Pediatrics*, vol. 2, 2004, p.182-91.
- [6] Hoare P., Harris M., Jackson P., Kerley S.: A community survey of children with severe intellectual disability and their families: psychological adjustment, carer distress and the effect of respite care. *Journal of Intellectual Disability Research*, vol. 42, 1998, p. 218–27.
- [7] Murphy A., Christian B., Caplin D.A., Young P.C.: The health of caregivers for children with disabilities: caregiver perspectives. *Child: care, health and development*, vol. 33, no 2, p. 180–187.
- [8] Eker L., Tüzün E.H.: An evaluation of quality of life of mothers of children with cerebral palsy. *Disability And Rehabilitation*, vol. 26, no. 23, 2004, p. 1354–1359.
- [9] Plant K.M., Sanders M.R.: Predictors of care-giver stress in families of preschool-aged children with developmental disabilities. *Journal of Intellectual Disability Research*, vol. 51, 2007, p. 109–24.
- [10] Kaya K., Unsal-Delialioglu S., Ordu-Gokkaya N-K., Ozisler Z., Ergun N., Ozel S., et al.: Musculo-skeletal pain, quality of life and depression in mothers of children with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, vol. 32, no. 20, 2010, p.1666–1672.

- [11] Oh H., Lee E-K. O.: Caregiver Burden and Social Support among Mothers Raising Children with Developmental Disabilities in South Korea. *International Journal of Disability, Development and Education*, vol. 56, no. 2, 2009, p. 149–167.
- [12] Ono Y., Lagerström M., Hagberg M., Linden A., Malker B.: Reports of work related musculoskeletal injury among home care service workers compared with nursery school workers and the general population of employed women in Sweden. *Occupational and Environmental Medicine*, vol. 52, 1995, p. 686-693.
- [13] Carugno M., Pesatori A.C., Ferrario M.M., Ferrari A.L., da Silva F.J., Martins A.C., et al.: Physical and psychosocial risk factors for musculoskeletal disorders in Brazilian and Italian nurses. *Cadernos de Saúde Pública*, vol. 28 (9), 2012, p. 1632–1642.
- [14] Andersen J.H., Kaergaard A., Mikkelsen S., et al.: Risk factors in the onset of neck/shoulder pain in a prospective study of workers in industrial and service companies. *Occupational and Environmental Medicine*, vol. 60, 2003, p. 649-654.
- [15] Bonato P., Ebenbichler G.R., Roy S.H., Lehr S., Posch M., Kollmitzer J., Della Croce U.: Muscle fatigue and fatigue-related biomechanical changes during a cyclic lifting task. *Spine*, vol. 28, no. 16, 2003, p. 1810-1820.
- [16] Richardson C., Hodges P., Hides J.: *Therapeutical Exercise for Lumbopelvic Stabilization. A motor Control Approach for Treatment and Prevention of Low Back Pain*. Churchill Livingstone, London, 2001.
- [17] Hodges P.W., Richardson C.A.: Transversus abdominal and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. *Neuroscience Letters*, vol. 265, no. 2, 1999, p. 91-944
- [18] Posłuszny A., Myśliwiec A., Saulicz E., Doroniewicz I., Linek P., Wolny T.: The occurrence of the cervical pain syndromes in parents of children with physical disability in the population of Poland. *Disability and Health Journal*, 2014; DOI: 10.1016/j.dhjo.2014.09.008
- [19] Fairbank J.C., Couper J., Davies J.B., O'Brien J.P.: The Oswestry low back pain disability Questionnaire. *Physiotherapy*, 1980; 66(8): 271-273.

DIFFERENCES IN LUMBAR PAIN INTENSITY BETWEEN PARENTS OF CHILDREN WITH MOTOR DISABILITY AND PARENTS OF CHILDREN WITHOUT DISABILITIES

Abstract: The aim of the work was to evaluate degree of disability of parents who care for children with or without motor disabilities. The evaluation was conducted on the basis of the intensity of lumbar pain, which affects the parents. The study group consisted of 165 participants: 69 parents of children with motor disabilities and 96 parents of children without any motor disabilities. The research was carried out in the Silesian Region. During examination a Oswestry questionnaire was used. The parents of children with motor disabilities suffered from pain of greater intensity in 9 from 10 areas of the Oswestry questionnaire. Oswestry questionnaire For 8 areas differences between examined groups were statistically significant. The results indicate that the pain in the lumbar region of spine is more intense and more common in group of parents of children with motor disabilities.

Damian LONCIERZ¹, Wojciech KAJZER²

¹SKN Inżynierii Biomateriałów „Synergia”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

WPLYW PARAMETRÓW DRUKU 3D W TECHNOLOGII FDM NA WŁASNOŚCI MECHANICZNE I UŻYTKOWE OBIEKTÓW WYKONANYCH Z PLA

Streszczenie: W artykule przedstawiono problematykę związaną z procesem szybkiego prototypowania, skupiając się na technologii FDM druku 3D. W toku prowadzonych badań wyznaczono parametr mający decydujący wpływ na zwiększenie własności wytrzymałościowych wytwarzanych obiektów. Wykazano również jak zmiana parametrów druku wpływa na dokładność odwzorowania próbek, ich jakość powierzchni bocznych, a także ilość zużytego do produkcji modeli materiału. Wyniki przeprowadzonych badań oceniono i przedstawiono w postaci wykresów, porównując je z wartościami referencyjnymi dla badanego materiału.

Słowa kluczowe: FDM, Rapid Prototyping, PLA

1. WSTĘP

Inżynieria Biomedyczna jako interdyscyplinarna dziedzina wiedzy skupia swoje działania przede wszystkim na człowieku. Dzięki wykorzystaniu zdobytej wiedzy z zakresu medycyny, biologii i nauk technicznych już teraz możliwe jest zdalne diagnozowanie, odtwarzanie uszkodzonych lub brakujących komórek, czy tworzenie zaawansowanych systemów wspomagających rehabilitację. Ogromny wpływ na tak dynamiczny rozwój medycyny i kierunków pokrewnych miała i w dalszym ciągu ma komputeryzacja procesów jeszcze niedawno niemożliwych do zautomatyzowania.

W pracy podjęto problematykę związaną z procesem szybkiego prototypowania, jako szeroko rozumiany zbiór metod, których celem jest wytworzenie elementu w sposób szybki, precyzyjny i powtarzalny za pomocą technologii addytywnej najczęściej wspieranej komputerowo.

Metody szybkiego prototypowania zyskują na popularności w branży medycznej i biomedycznej głównie ze względu na mnogość ich wykorzystania. Zależnie od przeznaczenia modeli dokładność ich wykonania i własności wytrzymałościowe mogą się różnić. W przypadku prototypów stosowanych przy planowaniu zabiegów i szkoleniu specjalistów własności te nie są brane pod uwagę, a parametrem najważniejszym jest np. dokładność odwzorowania.

Poruszone aspekty parametryzacji druku mają na celu wspomóc proces wytwarzania modeli uwzględniając optymalizację czasu i jakości wpływającej na własności użytkowe gotowych elementów.

Fused Deposition Modeling to najogólniej rzecz biorąc metoda warstwowego osadzania topionego materiału, najczęściej termoplastycznego tworzywa sztucznego. Metoda wykorzystuje poruszającą się w dwóch osiach (X i Y) głowicę, która w sposób samoczynny za pomocą tzw. ekstrudera jest w stanie pobierać materiał zwany filamentem, topić go i nanosić na określone przez program miejsca.

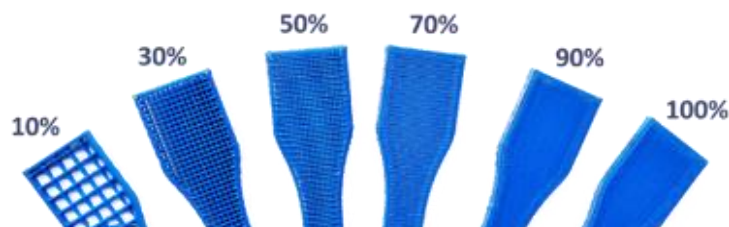
Mimo iż metoda posiada liczne ograniczenia jest najpopularniejszą wśród istniejących na rynku. Metoda jest najtańsza zarówno pod względem cen urządzeń, jak i materiałów, których szeroki wachlarz sprzyja popularności metody. Na popularność wpływa także możliwość modyfikacji licznych parametrów (wysokość warstwy, stopień wypełnienia, szybkość druku).

W odniesieniu do druku 3D metodą FDM wysokość warstwy rozumiana jest jako odległość jaką pokonuje stół roboczy w płaszczyźnie Z po nałożeniu jednego piętra modelu. (Rys.1). Wartość ta może być zdefiniowana w programie służącym do podziału modelu na pojedyncze warstwy. Dla dostępnych na rynku drukarek waha się ona od 0,05 mm do 0,4 mm [1].



Rys. 1. Wysokość warstwy jako parametr w druku 3D

Stopień wypełnienia to parametr silnie i bezpośrednio wpływający na czas druku, który odpowiada za ilość materiału znajdującego się wewnątrz modelu (rys.2). Wartość 100% stosowana jest w przypadku tworzenia modeli litych, 0% dla pustych. Domyślnie i optymalnie stosuje się 20% wypełnienie, które pozwala na zaoszczędzenie i materiału i czasu [2].



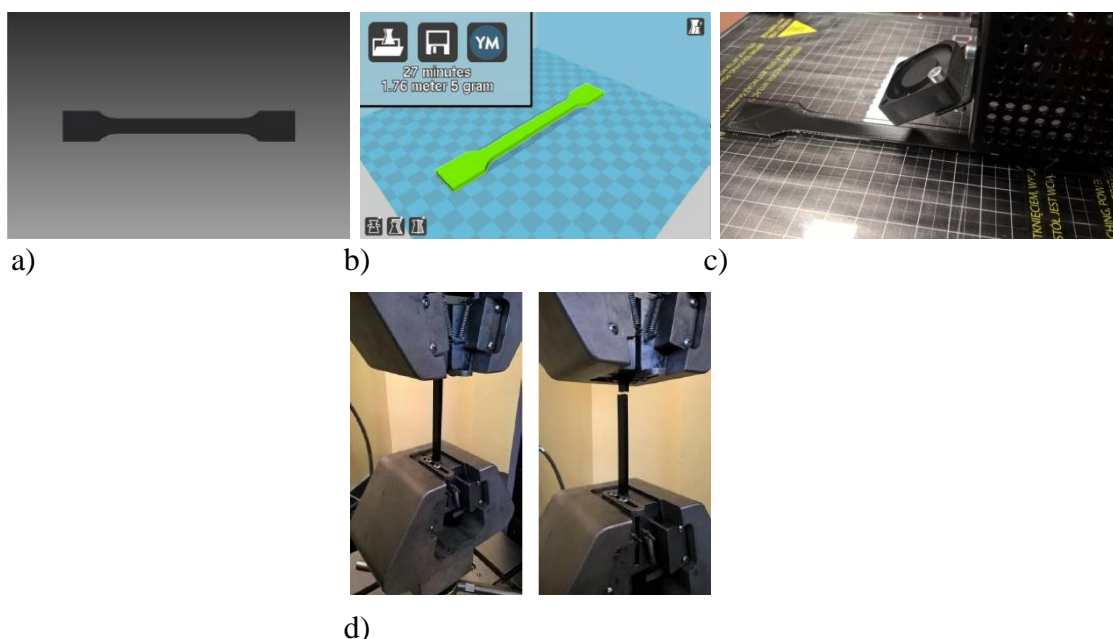
Rys. 2. Porównanie wypełnienia [3]

Przygotowanie próbki do badań zgodnej z normą PN EN ISO 527:1998 należy rozpocząć od zaprojektowania modelu przy pomocy programu typu CAD i zapisania go w formacie *.stl by możliwe było podzielenie projektu na warstwy. W tym celu można skorzystać z dowolnego oprogramowania typu Slicer, dzięki któremu możliwe jest również wygenerowanie formatu *.gcode „rozumianego” przez drukarkę. Drukowanie to proces trwający najdłużej. Jest to zależne od złożoności projektu, ilości elementów podporowych i dobranych parametrów. Ukończony model należy ostrożnie odkleić od blatu roboczego starannie pozbywając się konstrukcji podporowych jeśli takowe istnieją. Zdarza się również, że konieczna jest obróbka wykańczająca, aczkolwiek stosuje się ją bardzo rzadko [4].

2. MATERIAŁ I METODY

Materiał do badań stanowiły kształtki „wioselkowe” wytworzone zgodnie z zaleceniami normy PN-EN ISO 527:1998 wykonane z PLA (poliaktyd - kwas mlekowy-polimer z grupy poliestrów alifatycznych) [5,6].

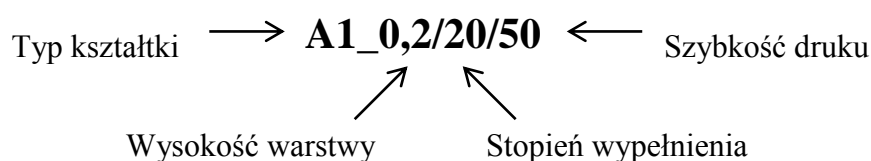
Model znormalizowanej próbki wykonano za pomocą programu Autodesk Inventor (rys. 3a). W programie Cura „pocięto” stworzony wcześniej model na warstwy zapisując plik do formatu *.gcode (rys. 3b). Druk modeli wykonano dzięki drukarce Rapcraft firmy Omni3D (rys. 3c). Statyczną próbę rozciągania wykonano przy użyciu maszyny MTS Criterion 45 (rys. 3e) zgodnie z zaleceniami normy PN-EN ISO 527:1998.



Rys. 3. Proces przygotowania próbek i prowadzenia badań

Przeprowadzone badania oraz analiza ich wyników miała na celu wskazanie optymalnych parametrów druku, dostosowanych do aktualnych potrzeb. Wybrano trzy główne parametry zmienne, których wartości wyjściowe ustalono na podstawie domyślnych ustawień drukarki Rapcraft firmy Omni3D (wysokość warstwy: 0,2mm; stopień wypełnienia: 20%; szybkość druku: 50mm/s) - opracowano 7 modeli oznaczonych wg schematu przedstawionego na rys. 4. Parametry te analizowano pod względem ich wpływu na własności mechaniczne drukowanych próbek. Na podstawie dokładności odwzorowania próbek (pomiar suwmiarką elektroniczną), ilości materiału zużytego do ich produkcji (na podstawie wskazań programu Cura) i walorów estetycznych (subiektywna ocena metodą porównawczą) dokonano klasyfikacji w skali 7-mio punktowej wybierając optymalne rozwiązanie.

Proces druku prowadzono w zamkniętym pomieszczeniu w temperaturze 22°C. Drukarka nie posiadała komory termicznej, a wszystkie próbki wytworzono z jednej szpuli filamentu. Każdy model próbki wykonano trzykrotnie.



Rys. 4. Schemat oznaczenia próbek wykorzystywanych do badań

3. WYNIKI BADAŃ

Na podstawie przeprowadzonej statycznej próby rozciągania wyznaczono parametry wytrzymałościowe przygotowanych modeli – tabela 1, zestawiając otrzymane wyniki z wartościami referencyjnymi materiałów najczęściej stosowanych w technologii FDM. W tabeli 2 przedstawiono wyniki oceny jakości powierzchni wykonanych próbek (rys.5.) i ich własności użytkowe.

Tabela 1. Wyniki statycznej próby rozciągania obiektów wykonanych z PLA w porównaniu z wartościami referencyjnymi innych materiałów

Model		Maksymalna siła, F_m [kN]	Moduł Younga, E [MPa]	Wytrzymałość na rozciąganie, R_m [MPa]
A1_0,2/20/50	Średnia (odchylenie)	0,99 (0,01)	1649 (16)	24,8 (0,3)
A1_0,4/20/50	Średnia (odchylenie)	1,04 (0,01)	1685 (18)	26,1 (0,1)
A1_0,3/20/50	Średnia (odchylenie)	0,89 (0,01)	1545 (11)	22,3 (0,2)
A1_0,2/40/50	Średnia (odchylenie)	1,16 (0,04)	1850 (66)	29,0 (1,1)
A1_0,2/80/50	Średnia (odchylenie)	2,02 (0,02)	2808 (28)	50,4 (0,5)
A1_0,2/20/10	Średnia (odchylenie)	0,97 (0,01)	1627 (31)	24,3 (0,3)
A1_0,2/20/90	Średnia (odchylenie)	0,98 (0,01)	1668 (23)	24,6 (0,3)
PLA	Wartość referencyjna [7]		3500	50
ABS	Wartość referencyjna [7]		1700-2800	33-110
ASA	Wartość referencyjna [7]		2600	55

Tabela 2. Ocena jakości wykonania próbek

Model	Ocena dokładności odwzorowania [pkt]	Ocena ilości użytego materiału [pkt]	Ocena wykończenia powierzchni bocznych [pkt]	Suma [pkt]
A1_0,2/20/50	5	6	4	15
A1_0,4/20/50	6	6	1	13
A1_0,3/20/50	7	7	2	16
A1_0,2/40/50	6	5	6	17
A1_0,2/80/50	3	4	7	14
A1_0,2/20/10	4	6	5	15
A1_0,2/20/90	5	6	3	14



Rys. 5. Porównanie jakości wykonania powierzchni bocznych w zależności od przyjętych parametrów druku: a) szybkość druku 10 mm/s, b) wysokość warstwy 0,4 mm, c) wypełnienie 80%

4. OMÓWIENIE WYNIKÓW BADAŃ

Zarówno moduł sprężystości wzdłużnej (moduł Younga) jak i wytrzymałość na rozciąganie wykazują podobną tendencję. Zwiększone wartości dla próbek o stopniu wypełnienia na poziomie 80%-zanotowano wzrost na poziomie 70% w przypadku modułu

Younga i 85% dla wytrzymałość na rozciąganie. Próbka o tak dobranych parametrach uzyskiwała wyniki zbliżone do wartości zmierzonych dla litego materiału. Można przypuszczać, że gdyby stopień wypełnienia wynosił 100% wartości otrzymane odpowiadałyby tym zmierzonym dla litego materiału.

W celu uzyskania najwyższych własności wytrzymałościowych elementów należy dobrać stopień wypełnienia możliwie najbardziej zbliżony do wartości 100%.

Zaobserwowano korelację pomiędzy stopniem wypełnienia a jakością zewnętrznych powierzchni bocznych (wraz ze wzrostem stopnia wypełnienia jakość powierzchni bocznej polepszała się), a także że ilość zużytego do produkcji modelu materiału zależna jest zarówno od wysokości warstwy (im niższa wysokość warstwy tym większa ilość materiału) jak i stopniem wypełnienia (wzrost stopnia wypełnienia wpływa na zwiększenie ilości materiału).

5. PODSUMOWANIE

Celem przeprowadzonych badań była ocena wpływu parametrów druku 3D metodą FDM na własności wytrzymałościowe i użytkowe opracowanych modeli. Przeprowadzono badania dostarczające informacji o własnościach wytrzymałościowych i jakości zaprojektowanych i wydrukowanych próbek umożliwiając dobór optymalnych parametrów druku dostosowanych do zindywidualizowanych potrzeb. Możliwe jest to na podstawie wyznaczonych w statycznej próbie rozciągania własności wytrzymałościowych, a także dzięki subiektywnej ocenie wytworzonych modeli.

Na podstawie przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski i spostrzeżenia:

- **własności wytrzymałościowe wytwarzanych modeli uwarunkowane są stopniem wypełnienia – im wyższy tym wartości własności wytrzymałościowych zwiększają się, najlepsze własności wytrzymałościowe, zbliżone do wartości referencyjnych materiału stosowanego do druku uzyskała próbka A1_0,2/80/50,**
- wysokość warstwy 0,3 mm i stopień wypełnienia na poziomie 20% zapewnia najlepszą dokładność odwzorowania próbki,
- na jakość wykonania powierzchni bocznej próbki największy wpływ mają zarówno wysokość warstwy jak i stopień wypełnienia,
- najlepsza jakość, a co za tym idzie również własności użytkowe uzyskała próbka A1_0,2/40/50.

LITERATURA

- [1] Directed Sustainable Development, Journal of Sustainable Development, Kingston 2010r. When to Use Different Layer Heights: <http://formlabs.com/support/software/layer-heights/> (dostęp z dnia 07.04.2016r.).
- [2] Cura User Manual, English version 1.0: https://ultimaker.com/download/170/Cura_User-Manual_v1.0.pdf str. 26, (dostęp z dnia 07.04.2016r.).
- [3] Wypełnienie a jakość: <http://swiatdruku3d.pl/wplyw-wypelnienia-i-wysokosci-warstwy-na-jakosc-drukowanego-modelu/> (dostęp z dnia 07.04.2016r.).
- [4] Sydor M.: Wprowadzenie do CAD. Podstawy komputerowo wspomaganego projektowania, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 2009.
- [5] PN-EN ISO 527:1998 Tworzywa sztuczne – Oznaczanie właściwości mechanicznych przy statycznym rozciąganiu – warunki badań folii i płyt.

- [6] Martin O., Avérous L.: Poly(lactic acid): plasticization and properties of biodegradable multiphase systems, *Polymer*, vol. 42. 2001, p. 6209–6219.
- [7] <http://www.makeitfrom.com/> (dostęp z dnia 07.04.2016r.).

INFLUENCE OF 3D PRINTING PARAMETERS IN THE FDM TECHNOLOGY ON MECHANICAL AND UTILITY PROPERTIES OF OBJECTS MADE OF PLA

The article has taken problems related to the process of rapid prototyping, specifically FDM 3D printing technology. The purpose of study was to determine the impact of printing parameters during production and functional properties of models.

A series of research intended to show the differences in mechanical and functional properties according to the adopted parameters.

The results of tests evaluated and presents in clear statements, comparing them with the reference values of the test material.

The article shown how adjustable parameters affect to the accuracy of samples, the quality of the side surfaces, and the amount of material used to produce models.

**Sławomir POŚPIECH¹, Renata CZAPKOWICZ-POŚPIECH², Paweł BARUCHA³,
Jan BŁASZCZYK⁴**

¹Klinika Chirurgii Ogólnej, 5 Wojskowy Szpital Kliniczny z Polikliniką w Krakowie

²Centrum Medycyny Profilaktycznej Kraków, Poradnia Laryngologiczna

³NZOZ „Batory” Poradnia Chirurgiczno-Ortopedyczna Kraków

⁴Katedra Nauk Podstawowych, Zakład Fizjologii Człowieka i Biofizyki Uniwersytetu Medycznego w Łodzi

WPLYW DRGAŃ WIBRACYJNYCH O NISKIEJ CZĘSTOTLIWOŚCI NA WYBRANE PARAMETRY FIZJOLOGICZNE SPORTOWCÓW

Streszczenie: Praca przedstawia wpływ krótkotrwałych drgań ogólnych o częstotliwości 3.5 Hz na wybrane parametry fizjologiczne sportowców. W badaniu zastosowano platformę wibracyjną generującą drgania harmoniczne o częstotliwości biegu człowieka-3.5 Hz i wzrastającej amplitudzie od 4 do 5,5 mm. W pracy założono, że stanie na platformie w pozycji swobodnej bez wykonywania żadnych dodatkowych ćwiczeń stanowi dla organizmu człowieka trening fizyczny oraz że platforma wibracyjna jest urządzeniem, które odtwarza bodźce mechaniczne występujące w czasie biegu lub szybkiego marszu.

Słowa kluczowe: drgania wibracyjne niskoczęstotliwościowe, parametry fizjologiczne

1. WSTĘP

Drgania mechaniczne występują powszechnie w różnych dziedzinach aktywności ludzkiej, zwłaszcza zawodowej. Oddziaływaniu drgań podlegają w różnym stopniu wszyscy i stały się one poniekąd czynnikiem ekologicznym środowiska. Przekazywane do organizmu człowieka przez określoną część ciała będącą w bezpośrednim kontakcie z drgającym źródłem są silnym bodźcem fizycznym, który wpływa jednocześnie na wszystkie narządy człowieka [1,2]. Większość przeprowadzonych badań dotyczących wpływu drgań na człowieka dowodzi raczej negatywnych skutków ich oddziaływania, występujących głównie w przemyśle i komunikacji. Nie zawsze jednak drgania mechaniczne muszą być dla człowieka szkodliwe. Istnieją doniesienia o pozytywnym wpływie ekspozycji drgań na organizmy żywe. Bodziec wibracyjny może mieć wartość fizykalnego czynnika terapeutycznego, a uzależnione jest to od jego parametrów: amplitudy, częstotliwości, przyspieszenia oraz czasu oddziaływania [3].

Krótkotrwała mechaniczna stymulacja ludzkiego ciała bodźcami wibracyjnymi o małej amplitudzie i niewielkiej częstotliwości jest bezpiecznym sposobem aktywizacji czynności mięśni szkieletowych, zwiększając ich siłę i moc. Potwierdzają to badania opisujące wyniki ćwiczeń wykonywanych na specjalnie zaprojektowanych urządzeniach treningowych, w których stosowano miejscową stymulację drganiami oraz z efektów oddziaływania wibracji na całe ciało podczas wykonywania ćwiczeń na specjalnych platformach generujących drgania harmoniczne. Te oddziaływania wskazują na możliwość ich wykorzystania jako efektywnego środka w rehabilitacji oraz w treningu sportowym [4].

Trening wibracyjny stosowany jest w sporcie głównie w celu podniesienia siły eksplozywnej, mocy, wytrzymałości, elastyczności i gibkości mięśni, głównie kończyn dolnych, a początek jego zastosowania przypada na lata 70 ubiegłego wieku, kiedy to rosyjscy naukowcy pod kierunkiem dr Nazarowa przeprowadzili prace dotyczące stymulującego wpływu wibracji na organizm człowieka [5, 6]. Drgania mogą wywoływać specyficzne reakcje treningowe charakterystyczne dla treningu dynamicznego. Powodują one szybkie zmiany obciążenia grawitacyjnego w wyniku dużych przyspieszeń przenoszonych rytmicznie na ciało. Sinusoidalny przebieg bodźca wibracyjnego determinuje rytmiczne, szybkie i krótkotrwałe zmiany długości zespołu mięsień-ścięgno. Podrażnia to z kolei receptory czuciowe, co moduluje aktywność mięśni zaangażowanych w tłumienie drgań [7]. Ćwiczenia w połączeniu z wibracjami całego ciała stają się coraz bardziej popularne, choć ich dodatkowe efekty w porównaniu do tradycyjnych ćwiczeń dynamicznych i siłowych są nadal dyskutowane i wzbudzają wiele kontrowersji, co wynika z różnych protokołów badań i projektów szkoleniowych. Wiele badań wskazuje, iż pod wpływem treningu wibracyjnego wzrasta siła eksplozywna mięśni kończyn dolnych wyrażona za pomocą skoku wzwyż. Wielu autorów zaleca również drgania jako alternatywę lub dodatek do tradycyjnej rozgrzewki zwłaszcza przed zawodami, które wymagają znacznej ilości siły [8, 9]. Jednocześnie autorzy prac zwracają uwagę na niedostatek wiedzy na temat mechanizmów fizjologicznych zachodzących podczas ekspozycji na drgania oraz że nieznanym jest do końca biologiczny mechanizm ich oddziaływania, a negatywne skutki długotrwałego stosowania drgań w treningu sportowym są nie do przewidzenia i wymagają dalszych badań. Pomimo że platformy wibracyjne są stosowane od 40 lat jako uzupełniająca metoda treningu sportowego, to nadal istnieją rozbieżności co do parametrów stosowanych drgań oraz ich bezpieczeństwa i spodziewanych korzyści, tym bardziej że generowane przyspieszenia często przekraczają dopuszczalne normy przeciążenia [10, 11]. Istnieje więc potrzeba ustalenia optymalnych parametrów wibracji i protokołów ćwiczeń, aby były one bezpieczne i przewidywalne co do osiągnięcia zamierzonych rezultatów.

Celem pracy była analiza wpływu drgań ogólnych o częstotliwości 3,5 Hz i zmiennej amplitudzie na wybrane parametry fizjologiczne u sportowców stojących na platformie wibracyjnej w swobodnej pozycji i niewykonujących w czasie badania żadnych ćwiczeń. Do wywołania cyklicznych zmian obciążeń zastosowano drgania harmoniczne o częstotliwości biegu człowieka: 3,5 Hz co odpowiada 210 kroków na minutę jako najbardziej właściwej z fizjologicznego punktu widzenia. Praca mięśni wykonywana w czasie badania była związana tylko i wyłącznie z amortyzacją drgań na platformie i założono, że stanowi dla osób badanych trening fizyczny, a platforma wibracyjna jest urządzeniem, które w pewien sposób odtwarza bodźce mechaniczne występujące w czasie biegu lub szybkiego marszu.

Zakładając, że przebywanie na platformie wibracyjnej stanowi dla organizmu trening, zmiany fizjologiczne zachodzące pod wpływem drgań powinny być podobne lub zbliżone do tych, jakie obserwujemy w czasie wysiłku fizycznego.

Poddano więc analizie zmiany parametrów fizjologicznych (ciśnienie skurczowe, ciśnienie rozkurczowe, tętno, temperatura, masa ciała, zawartość tkanki tłuszczowej) przed i po zakończeniu ekspozycji na platformach wibracyjnych, oraz postawiono pytanie: czy drgania wibracyjne o częstotliwości 3.5 Hz powodują zmiany wybranych parametrów fizjologicznych u osób uprawiających sport, oraz czy zmiany te są podobne do tych, jakie występują w czasie wysiłku fizycznego.

2. METODYKA BADANIA.

Grupa badana liczyła 26 zdrowych, młodych osób w wieku od 20 do 36 lat, w tym 6 kobiet oraz 20 mężczyzn. Osoby te to studenci Akademii Wychowania Fizycznego i Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie uprawiający różne dyscypliny sportu (szermierka, koszykówka, aerobik sportowy).

Tabela 1 Charakterystyka badanej grupy

Cecha	n	zakres		średnia arytmetyczna
		min	max	
Wiek [lata]	26	20,00	36	22,95
Wzrost [m]		1,58	2,03	1,8
Masa [kg]		51,00	95,00	77,83
BMI		18,93	31,02	23,97

Kwalifikacja uczestników odbyła się miesiąc przed planowanym rozpoczęciem badań i obejmowała badanie internistyczne i ortopedyczne mające na celu ewentualne wykluczenie osób, u których stwierdzono choroby mogące dyskwalifikować je od uczestnictwa w badaniu (przebyte urazy, infekcje, zażywanie leków). Każda osoba została zapoznana z warunkami przebiegu badania i wyraziła świadomą zgodę na uczestnictwo, podpisując kwestionariusz dobrowolnego uczestnictwa oraz została poinformowana, że w każdym momencie bez podania przyczyny, może zrezygnować z udziału w badaniu. Po rozmowie kwalifikacyjnej każdemu uczestnikowi wyznaczano stałą godzinę treningu. W trakcie badania tryb ich życia nie uległ zmianie. Prowadzili oni treningi jak dotychczas, studiowali i uczestniczyli w życiu codziennym. Nie stosowali używek ani specjalnych diet.

W pracy wykorzystano dwie platformy wibracyjne zaprojektowane i wyprodukowane dla potrzeb eksperymentu w Instytucie Techniki Medycznej w Zabrze przy współpracy Laboratorium Akustyki Strukturalnej i Inżynierii Biomedycznej AGH w Krakowie. Platformy umożliwiały wzbudzenie drgań ogólnych, pionowych o częstotliwości 3,5 Hz i o zmiennej amplitudzie drgań. Składały się one z następujących części: wibratora kinematycznego, podstawy, podestu wprawianego w drgania, na którym stoi osoba poddana stymulacji dysypatorów energii zapewniających właściwy rozkład mocy silnika, oraz wspornika, na którym zamocowano uchwyt. Wibrator kinematyczny generował drgania sinusoidalne, pionowe o ściśle określonej, niezależnej od masy obiektu poddawanej wibracji amplitudzie i częstotliwości. Badania analizy dźwięku wykonane przy pomocy przenośnego cyfrowego analizatora dźwięku i drgań SVAN 912A wykazało, iż platformy nie stanowią zagrożenia akustycznego dla osób badanych i otoczenia.

Badania przeprowadzono w Studium Wychowania Fizycznego na Akademii Górniczo - Hutniczej im. Stanisława Staszica w Krakowie. Badania trwały od 03 kwietnia 2005 do 29 kwietnia 2005 roku, łącznie 19 dni treningu. Każda osoba wykonywała trening codziennie (oprócz sobót i niedziel) w ustalonym, stałym dla niej czasie. Badane osoby zostały poddane w trakcie każdego dnia dwudziestominutowej ekspozycji ogólnych drgań harmonicznym na platformie wibracyjnej o częstotliwości 3,5 Hz. i przyspieszeniu 0,2 g. Częstotliwość 3,5 Hz dobrano tak, aby odpowiadała częstotliwości biegu człowieka (ok. 210 kroków na minutę). Częstotliwość drgań i przyspieszenie były stałe w trakcie trwania całego badania. Amplituda drgań natomiast była zwiększana co tydzień o 0,5 mm i wynosiła kolejno: 4.0 mm w pierwszym tygodniu, 4.5 mm w drugim tygodniu, 5.0 mm w trzecim tygodniu i 5.5 mm w czwartym, ostatnim tygodniu badania. Każdego dnia badania rozpoczynały się o godzinie 8.00, a kończyły o 16:30. Czas ekspozycji badanych osób na platformie wibracyjnej wynosił 20 minut dziennie, co daje 360 minut ekspozycji w trakcie całego badania. Podczas badania

osoba stała na platformie w stroju sportowym bez obuwia, aby wykluczyć tłumienie podeszew obuwia. Osoby wykonujące badanie zostały przeszkolone w obsłudze platform wibracyjnych i pozostałej aparatury pomiarowej.

Realizujący badanie posiadał na jego przeprowadzenie zgodę Komisji Bioetyki Uniwersytetu Medycznego w Łodzi – Nr RNN/211/05/KB. Stosowany bodziec wibracyjny był bezpieczny, zgodny z wytycznymi dotyczącymi bezpieczeństwa testów i doświadczeń z udziałem ludzi eksponowanych na ogólne drgania mechaniczne i powtarzalne wstrząsy, które opisano w normie ISO 2631-1: 1997 i PN- EN ISO 13090-1: 2002.

W każdym dniu badań bezpośrednio przed wejściem na platformę wibracyjną i bezpośrednio po zejściu z platformy przeprowadzano pomiary sześciu parametrów fizjologicznych (ciśnienie skurczowe, ciśnienie rozkurczowe, tętno, temperatura, masa ciała i zawartość tkanki tłuszczowej). Ciśnienie tętnicze skurczowe i rozkurczowe oraz tętno były rejestrowane za pomocą elektronicznego ciśnieniomierza OMRON 773 działającego w oparciu o metodę oscylometryczną rejestracji wartości ciśnienia i tętna. Metoda ta polega na pomiarze drgań powstających w czasie spuszczenia powietrza z mankieta zamocowanego na ramieniu i automatycznym obliczaniu wartości ciśnienia i tętna. Pomiar temperatury odbywał się w kanale usznym przy użyciu elektronicznego termometru GENTLE TEMP-510. Mierzy on energię promieniowania podczerwonego, jaką emituje błona bębenkowa ucha i otaczająca ją tkanka. Energia ta jest skupiana na soczewkach i przetwarzana w wartość temperatury. Jako czujnik termoelektryczny wykorzystuje się elektrodę krzemianową. Dzięki temu możliwy jest bezdotykowy pomiar temperatury błony bębenkowej w kanale usznym. Każdy pomiar wymaga założenia jednorazowych wkładek na czujnik pomiarowy. Aparat jest dokładny, bezpieczny i nie wymaga żadnych kwalifikacji. Do pomiaru masy ciała oraz zawartości tkanki tłuszczowej wykorzystano wagę TANITA. Ocenia ona skład ciała wykorzystując technikę bioelektrycznej analizy oporności (BIA-bioelectrical impedance analysis). Opiera się ona na różnicy w przewodzeniu prądu elektrycznego przez różne tkanki organizmu, które ze względu na różną zawartość wody posiadają różną impedancję. Urządzenie wysyła słaby bezpieczny prąd, który przepływa swobodnie przez uwodnione tkanki beztłuszczowe, lecz natrafia na trudności, gdy przechodzi przez tkankę tłuszczową. Powstający opór określany jako bioelektryczna analiza oporności pozwala na dokładne wyliczenie w procentach udziału tkanki tłuszczowej w organizmie. Przed przystąpieniem do pomiaru należy wprowadzić następujące dane: wzrost, płeć, określenie grupy wiekowej (dorosły, dziecko). Badany staje na urządzeniu bez butów i skarpetek w lekkim ubraniu. Za każdym razem po badaniu wykonywana była dezynfekcja urządzenia.



Rys 1. Pomiar masy i zawartości tkanki tłuszczowej wagą TANITA

trzymane wyniki badań poddano statystycznym analizom numerycznym z wykorzystaniem pakietu komputerowego STATISTICA™ PL. wersja 7.1 firmy Stat-Soft licencjonowanego dla Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie.

Przy opracowywaniu statystycznym na początku badano rozrzut danych pierwotnych w celu usunięcia błędów pomiarowych oraz błędów przypadkowych powstałych w trakcie tworzenia macierzy. Następnie dla wszystkich zmiennych wyznaczono statystyki opisowe (średnia arytmetyczna, minimum, maksimum, odchylenie standardowe) oraz przeprowadzono badanie normalności rozkładu zmiennych przy pomocy testu Lillieforsa, oraz Shapiro-Wilka. Wszystkie zmienne posiadały rozkład normalny i zgodnie z algorytmem wyboru istotności różnic w ich analizach zastosowano test t. Przy opracowaniu wyników przyjęto poziom istotności (prawdopodobieństwa testowego) $p = 0,05$.

3. WYNIKI BADAŃ.

- 1. Spadek wartości ciśnienia skurczowego-CS [mmHg]** z wartości: $124,81 \pm 10,53$ do wartości: $120,82 \pm 11,07$ przy poziomie istotności $p < 0,00001$ [tab1].
- 2. Spadek częstości tętna-TE [1/min.]** z wartości: $72,75 \pm 7,36$ do wartości: $68,98 \pm 6,11$ przy poziomie istotności $p < 0,00001$ [tab1].
- 3. Wzrost temperatury ciała-T [$^{\circ}$ C]** z wartości: $35,68 \pm 0,33$ do wartości: $35,89 \pm 0,41$ przy poziomie istotności $p < 0,00001$ [tab1].
- 4. Spadek masy ciała-MC [kg]** z wartości: $79,18 \pm 10,73$ do wartości: $79,11 \pm 10,71$ przy poziomie istotności $p < 0,00001$ [tab1].
- 5. Spadek zawartości tkanki tłuszczowej-TT [%]** z wartości: $20,59 \pm 5,967$ do wartości: $20,50 \pm 5,961$ przy poziomie istotności $p < 0,00172$ [tab1].
- 6. Analiza wartości ciśnienia rozkurczowego-CR** w badanej grupie nie wykazała istotnych statystycznie różnic [tab1].

Tabela 1. Tabela wyników

Zmienna	Średnia arytmetyczna	Min.	Maks.	Odchylenie standardowe	Poziom istotności (p)
CS [mmHg]-p	124,81	106,73	145,83	10,53	p < 0,00001
CS [mmHg]-k	120,82	104,36	141,31	11,07	
TE [1/min]-p	72,75	59,31	93,26	7,36	p < 0,00001
TE [1/min]-k	68,98	58,57	83,94	6,11	
T [$^{\circ}$ C]-p	35,68	35,00	36,40	0,33	p < 0,00001
T [$^{\circ}$ C]-k	35,89	35,01	36,55	0,41	
MC [kg]-p	79,18	56,47	94,90	10,73	p < 0,00001
MC [kg]-k	79,11	56,40	94,82	10,71	
TT [%]-p	20,59	11,26	31,57	5,967	p < 0,00172
TT [%]-k	20,50	11,36	31,26	5,961	
CR [mmHg]-p	73,46	61,00	88,15	6,14	p < 0,05318
CR [mmHg]-k	72,50	60,47	86,36	6,13	

p - pomiar początkowy k - pomiar końcowy

4. DYSKUSJA

Analiza częstości tętna wykazała jego spadek. Z literatury wiadomo, że podczas wysiłków fizycznych częstość skurczów serca zwiększa się natychmiast po jego rozpoczęciu i narasta, aż do poziomu odpowiadającego intensywności wysiłku. Wzrost częstości skurczów serca w czasie wysiłku stanowi element zintegrowanej reakcji układu sercowo-naczyniowego na obciążenie pracą mięśniową mająca na celu zwiększenie objętości minutowej i wzrost przepływu krwi przez pracujące mięśnie. Większość prac badających wpływ drgań na organizm ludzki opisuje wzrost częstości skurczów serca po ekspozycji na drgania podobnie jak w czasie wysiłku fizycznego. W pracach tych jednak poddawano ekspozycji na drgania ludzi starszych, chorych i mało aktywnych fizycznie, a częstotliwości zastosowanych drgań mieściły się w zakresie od 20 do 40 Hz. Ponadto przebywanie na platformie drganiowej kojarzone było często z jednoczesnym wykonywaniem ćwiczeń fizycznych oporowych lub dynamicznych. W przedstawionej pracy spadek częstości tętna mógł wynikać zarówno z doboru uczestników badania, którzy charakteryzowali się dużą wydolnością fizyczną, jak i z zastosowanych parametrów wibracji. Ludzi wytrenowanych w spoczynku cechuje bradykardia na ogół tym większa, im większa jest ich wydolność fizyczna. Podczas wysiłków fizycznych częstość tętna ludzi wytrenowanych jest również mniejsza. Jest to najbardziej charakterystyczna zmiana reakcji układu krążenia na wysiłek fizyczny rozwijająca się pod wpływem treningu. Osoby poddane działaniu wibracji były wytrenowane dlatego bodziec wibracyjny, jaki zastosowano, nie stanowił dla nich bodźca treningowego i nie wywołał aktywacji współczulnego układu nerwowego i wzrostu częstości skurczów serca. Obciążenie mięśni pracą w czasie amortyzacji drgań było niewielkie i zwiększone zapotrzebowanie mięśni na tlen zostało pokryte zwiększonym pochłanianiem tlenu przez mięśnie lub też zwiększenie objętości minutowej serca nastąpiło tylko w wyniku zwiększenia objętości wyrzutowej bez przyśpieszenia częstości jego skurczów. Częstotliwość 3,5 Hz, jaką zastosowano, nie stanowiła również dla uczestników bodźca stresowego, ponieważ odpowiadała częstotliwości biegu człowieka, do którego organizm jest przyzwyczajony, działała ona relaksująco, zmniejszając napięcie układu autonomicznego [12,13].

Spadek wartości ciśnienia tętniczego mógł wynikać ze zmniejszenia obwodowego oporu naczyniowego co z kolei, było spowodowane zwiększeniem przepływu krwi przez mięśnie czynnie zaangażowane w amortyzację drgań. Około 30% całkowitego obwodowego oporu naczyniowego zależy od oporu naczyń w mięśniach szkieletowych dlatego w czasie dynamicznego wysiłku fizycznego np. biegu lub marszu, obserwujemy często spadek ciśnienia tętniczego. Dotyczy to wysiłków lekkich, w których obciążenie mięśni jest niewielkie. Nie dochodzi wtedy do pobudzenia receptorów metabolicznych (ergoreceptorów) w mięśniach szkieletowych, które, pobudzane produktami przemiany materii mięśni, odruchowo zwiększają aktywność współczulną w czasie wysiłku fizycznego, doprowadzając do wzrostu częstości skurczów serca, objętości wyrzutowej i w rezultacie wzrostu ciśnienia. W czasie stania na platformie obciążenie mięśni pracą było niewielkie, nie dochodziło do dużego nagromadzenia produktów przemiany mięśni i pobudzenia ergoreceptorów oraz aktywacji układu współczulnego. Odpowiedź hemodynamiczna układu krążenia w postaci wzrostu objętości minutowej, jaką obserwujemy w czasie wysiłku była niewielka, jednocześnie wzrost przepływu krwi przez mięśnie spowodował spadek obwodowego oporu naczyniowego. Niewielki wzrost objętości minutowej oraz spadek oporu naczyniowego dał w rezultacie spadek ciśnienia. Dodatkowo osoby wytrenowane mają bardziej gęstą sieć naczyń włosowatych w mięśniach (trening fizyczny poprzez zwiększanie zapotrzebowania na tlen kurczących się mięśni pobudza angiogenezę prowadząc do proliferacji naczyń mikrokrążenia) co dodatkowo zmniejsza obwodowy opór naczyniowy w czasie wysiłku [12,14].

Innym mechanizmem obniżającym ciśnienie mógł być wpływ drgań na układ baroreceptorów i mechanoreceptorów sercowo-płucnych. Układ ten jest głównym mechanizmem regulującym aktywność współczulną układu sercowo-naczyniowego o charakterze odruchowym. Bodźcem dla baroreceptorów nie jest samo ciśnienie, lecz jego efekt w postaci rozciągnięcia ściany naczynia. Dlatego baroreceptory można pobudzić podobnie jak wszystkie mechanoreceptory jakimkolwiek innym bodźcem mechanicznym np. wibracjami [16]. Podsumowując trening drganiowy wpływał relaksująco na układ sercowo-naczyniowy, powodując spadek ciśnienia skurczowego i tętna. Nie wiadomo czy odbywało się to poprzez działanie ośrodkowe (układ autonomiczny) czy działanie obwodowe (spadek oporu naczyniowego, wpływ na receptory ciśnieniowe, receptory objętościowe). Układ krążenia może być traktowany jako system ciśnieniowo-odbiorczy. Zewnętrzna stymulacja mechaniczna w postaci drgań może być wykrywana przez mechanotransdukcję w komórkach śródbłonna i indukować zmiany hemodynamiczne w postaci zmian prędkości przepływu krwi i ciśnienia [15].

Wzrost temperatury po ekspozycji na platformie drganiowej wynikał natomiast z pracy mięśni zaangażowanych w amortyzację drgań. Mięśnie oprócz układu napędowego odgrywają nie mniej ważną rolę aktywnych tłumików. Skurcz ekscentryczny mięśnia jest wykorzystywany do absorbowania i rozpraszania nadmiaru energii. Doskonałe lepko-sprężyste właściwości mięśni powodują, że są one w stanie pochłonąć i rozproszyć znaczne ilości energii kinetycznej, z której znaczna część jest zamieniana na ciepło. Fizyczne tłumienie drgań przez układ kostno-stawowy i mięśniowy polega na zamianie energii kinetycznej na ciepłą. Autorzy badający wpływ treningu wibracyjnego na termoregulację podkreślają, że podnosi on temperaturę mięśni szybciej niż tradycyjne formy treningu. Jednocześnie wskazują na możliwość wzrostu temperatury pod wpływem drgań bez czynnego zaangażowania mięśni i pobudzenia układu współczulnego. Taka bierna rozgrzewka (pasywne rozgrzanie mięśni) uaktywnia procesy termoregulacyjne bez zużywania substratów energetycznych. Jednocześnie amortyzacja drgań przez układ kostno-stawowy powoduje zamianę energii kinetycznej na ciepłą w wyniku sił tarcia [14,16].

Drgania zwiększają podstawową przemianę materii, co prowadzi do spadku masy ciała i zawartości tkanki tłuszczowej. Czy wynika to tylko z pracy mięśni zaangażowanych w amortyzację drgań, czy też wibracje uruchamiają inne mechanizmy nerwowo-hormonalne nasilające lipolizę trudno to stwierdzić. Być może ma to związek z efektem lipolitycznym hormonu wzrostu, którego stężenie we krwi zwiększa się po ekspozycji na drgania, aktywacją białek rozprzegających procesy utleniania i fosforylacji lub aktywacją jałowych cykli substratowych Newsholma [16].

5. WNIOSKI

1. Drgania wibracyjne o częstotliwości 3.5 Hz nie stanowią dla sportowców bodźca treningowego i nie powodują wzrostu tętna i ciśnienia tętniczego. Działają one relaksująco na wytrenowany organizm, zmniejszając napięcie układu autonomicznego, co przejawia się spadkiem tętna i ciśnienia tętniczego. Przebywanie na platformie wibracyjnej może stanowić dla sportowców formę regeneracji i odpoczynku po treningu.

2. Wibracje zwiększają przepływ krwi poprzez spadek obwodowego oporu naczyniowego wynikający ze zwiększenia przepływu krwi przez pracujące mięśnie czynnie zaangażowane w amortyzację drgań.

3. Wibracje o częstotliwości 3.5 Hz powodują zwiększenie wydatku energetycznego, co przejawia się wzrostem temperatury oraz zmniejszeniem wagi ciała i zawartości tkanki tłuszczowej.

LITERATURA

- [1] Engel Z.: Ochrona środowiska przed drganiami i hałasem, PWN, Warszawa, 2001, s.4-9.
- [2] Jurczak M.E.: Wpływ wibracji na ustrój. PZWL, Warszawa, 1974, s. 11-17, 41-68.
- [3] Cardinale M., Wakeling J.: Whole body vibration exercise: are vibrations good for you. *British Journal of Sports Medicine*, vol. 39(9), 2005, p.585-589
- [4] Delecluse C., Roelants M., Verschueren S.: Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 35, 2003, p. 1033-1041.
- [5] Halota B.: Podstawy treningu wibracyjnego: Uniwersytet Trzeciego Wieku sprzymierzeńcem integracji społecznej w Europie, Kraków, 2008.
- [6] Issurin V.B., Tenenbaum G.: Acute and residual effects of vibratory stimulation on explosive strength in elite and amateur athletes, *Journal of Sports Sciences*, vol. 17, 1999, p. 177-182.
- [7] Uchryński A.: Badania wpływu drgań ogólnych niskiej częstotliwości na wybrane parametry funkcjonalne organizmu człowieka. Rozprawa doktorska AGH-Kraków 2010, s.7-26.
- [8] Rittweger J.: Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be, *European Journal of Applied Physiology*, vol. 108(5), 2010, p. 877-904.
- [9] Torvinen S., Kannus P., Sievanen H. i wsp.: Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study, *Clinical Physiology & Functional Imaging*, vol. 22(2), 2002, p. 145-152.
- [10] Cardinale M., Rittweger J.: Vibration exercise makes your muscles and bones stronger fact or fiction? *The journal of the British Menopause Society*, vol. 12(1), 2006, p. 12-8.
- [11] Jacobs P.L., Burns P.: Acute enhancement of lower-extremity dynamic strength flexibility with whole-body vibration. *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 2(1), 2009, p. 51-57.
- [12] Kozłowski S., Nazar K.: Wprowadzenie do fizjologii klinicznej, wyd. PZWL, Warszawa, 1999.
- [13] Sanudo B., Cesar-Castillo M., Tejero S. i wsp.: Cardiac autonomic response during recovery from a maximal exercise using whole body vibration. *Complement Therapies in Medicine*, vol. 21(4), 2013, p. 294-9.
- [14] Czarkowska-Pączek B., Przybylski J.: Zarys fizjologii wysiłku fizycznego. Elsevier Urban & Partner. Wrocław, 2010.
- [15] Hsiu H., Jan M.Y, Wang WK, Wang YY: Effects of whole-body mechanical stimulation At double the heart rate on the blood pressure waveform in rats. *Physiological Measurement*, vol. 27(2), 2006, p. 131-44.
- [16] Ganong W.F.: Fizjologia. Wyd. PZWL, Warszawa, 2007.

THE EFFECT OF LOW FREQUENCY VIBRATION ON SELECTED PHYSIOLOGICAL PARAMETERS IN ATHLETES

Abstract: The study is focused on the effect of a short-term general 3.5 Hz frequency vibration on physiological parameters in athletes. The study used a vibration platform designed for the requirements of the experiment, generating harmonic vibration with the frequency of a human run-3.5 Hz, and the amplitude increased from 4 to 5 millimeters. The study assumed that free standing on the platform with no other physical exercises is an exercise for the human organism and that a vibration platform is a device that reproduces mechanical stimuli associated with running or a vigorous march.

Agata SAMBOK-KIEŁBOWICZ¹, Witold WALKE²

¹SKN Inżynierii Biomateriałów „Synergia”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

OCENA MIKROSTRUKTURY ORAZ WYBRANYCH WŁASNOŚCI UŻYTKOWYCH WKŁADÓW KORONOWO-KORZENIOWYCH

Streszczenie: W pracy przeprowadzono ocenę mikrostruktury oraz wybranych własności użytkowych wkładów koronowo-korzeniowych stosowanych w stomatologii. W szczególności przeprowadzono obserwacje mikroskopowe struktury, badania mikrotwardości oraz odporności korozyjnej metodą potencjodynamiczną. Do badań wytypowano wkłady wykonane ze stopów na osnowie Ni, Co, Au oraz Ti. Celem przeprowadzonych badań było określenie przydatności poszczególnych stopów stosowanych do wytwarzania tego typu wyrobów. Na podstawie uzyskanych wyników określono wkład o najkorzystniejszym zespole własności fizykochemicznych umożliwiającą w sposób prawidłowy leczenie protetyczne.

Słowa kluczowe: wkłady koronowo-korzeniowe, stopy na osnowie Ni, Co, Au i Ti, mikrostruktura, mikrotwardość, odporność korozyjna

1. WSTĘP

Wkłady koronowo-korzeniowe pełnią funkcję odbudowującą strukturę znacznie zniszczonej korony zęba. Składają się z części koronowej, tworzącej substytut uszkodzonej części naddziąsłowej zęba oraz z części korzeniowej umieszczonej wewnątrz kanału. Na część koronową zostaje nadbudowane uzupełnienie protetyczne, natomiast zrekonstruowana część korzeniowa stanowi element retencyjny [1]. Współcześnie szczególnie istotnym aspektem jest dobranie odpowiednich własności mechanicznych, które w przypadku źle dobranych wartości mogą powodować odkształcenia, utratę retencji, a nawet uszkodzenia pozostałej zdrowej struktury zęba. Odpowiednią odporność na degradację układu stomatognatycznego można uzyskać poprzez selekcję różnych aspektów współczesnych wkładów. Aktualnie istnieje możliwość wykonywania wkładów z różnego typu materiałów, gdzie właściwości powinny być dostosowane do warunków użytkowych. W pracy przeprowadzono badania, umożliwiające ocenę przydatności stosowania wytypowanych materiałów metalowych do wytwarzania wkładów koronowo-korzeniowych [2-5]. Dlatego też celem pracy była ocena przydatności proponowanych stopów metali nieżelaznych do wytwarzania wkładów koronowo-korzeniowych. Dla zrealizowania wyżej sformułowanego celu przeprowadzono badania, których zakres obejmował: obserwacje mikroskopowe, pomiary mikrotwardości oraz badania odporności korozyjnej metodą potencjodynamiczną.

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Do badań wytypowano aktualnie stosowane wkłady koronowo-korzeniowe wykonane ze stopów: Ti-6Al-4V, Au-Pd, Co-Cr-Mo oraz Ni-Cr-Mo – tabela 1.

Tabela 1. Skład chemiczny materiałów (główne pierwiastki stopowe), z których wykonano wkłady koronowo-korzeniowe [6,7]

Rodzaj stopu	Pierwiastek, % mas.											
	Ti	Al	V	Au	Pd	Co	Ni	Cr	Mo	Fe	Ag	Be
Ti-6Al-4V	reszta	5,5	3,5	-	-	-	-	-	-	0,3	-	-
Au-Pd	-	-	-	reszta	25	-	-	-	-	-	4	-
Co-Cr-Mo	-	-	-	-	-	reszta	-	30	6-8	-	-	-
Ni-Cr-Mo	-	-	-	-	-	-	reszta	20	9,5	1	-	2

Próbki do badań metalograficznych oraz pomiarów mikrotwardości pobrano z wkładów wykonując zglądy metalograficzne wzdłużne i poprzeczne. Wszystkie zglądy zostały przygotowane z wykorzystaniem urządzeń firmy Struers. Z kolei do badań potencjodynamicznych wykorzystano gotowe postacie wkładów koronowo-korzeniowych.

2.1. Badania metalograficzne mikroskopowe

Ocena mikrostruktury poszczególnych stopów, z których wykonano wkłady, została przeprowadzona na trawionych zglądach wzdłużnych i poprzecznych, w zakresie powiększeń 100-1000x z wykorzystaniem mikroskopu świetlnego ZEISS Observer.Z1m

2.2 Pomiary mikrotwardości

Pomiary mikrotwardości wkładów koronowo-korzeniowych przeprowadzono za pomocą metody Vickersa przy obciążeniu F wynoszącym 0,9801 N. Badanie zostało przeprowadzone z wykorzystaniem mikrotwardościomierza firmy Struers DuraScan. Pomiar wykonano na zglądach wzdłużnych i poprzecznych wykonując po 5 pomiarów dla każdego wkładu.

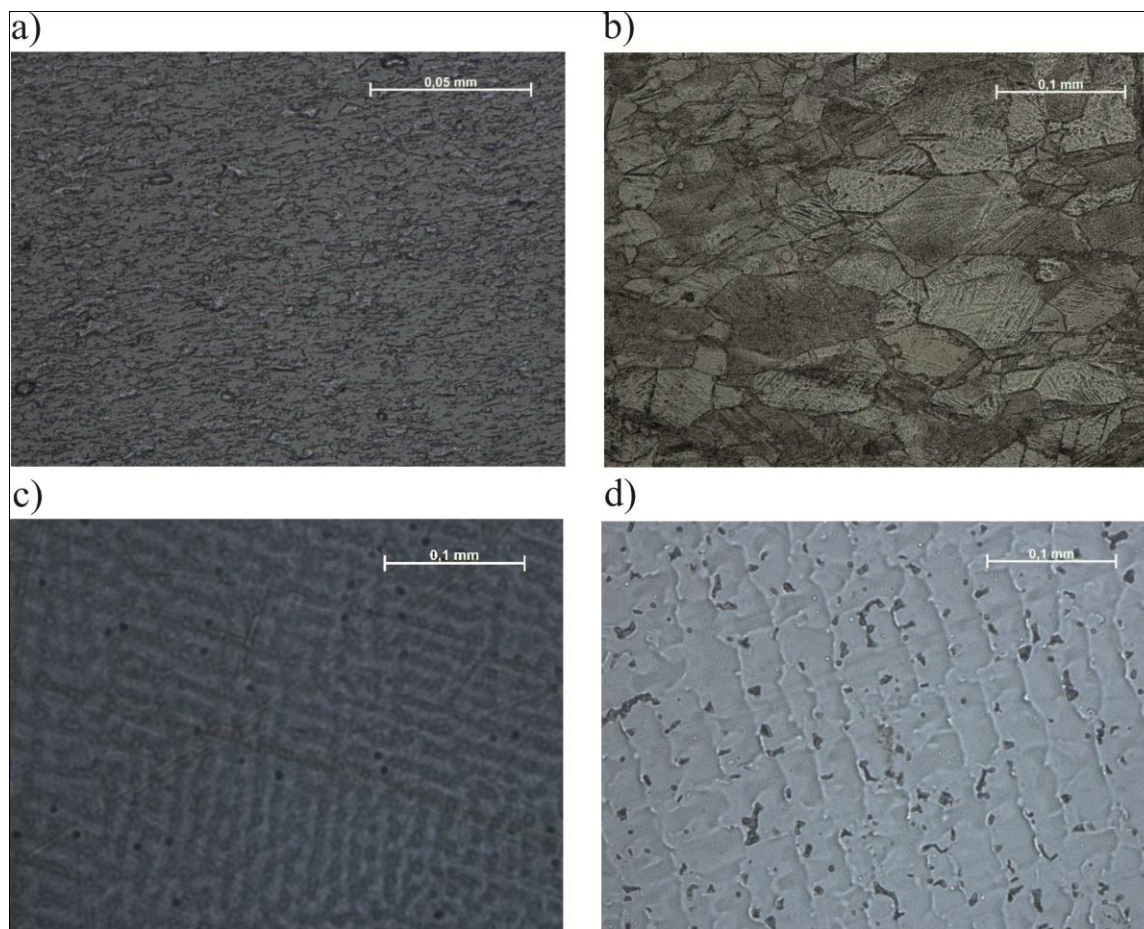
2.2. Badania potencjodynamiczne

W ramach badań potencjodynamicznych przeprowadzono badanie odporności na korozję wżerową zgodnie z normą PN-EN ISO 10271:2012 [8]. Do tego celu zbudowano stanowisko pomiarowe wyposażone w potencjostat VoltaLab PGP201, celę elektrochemiczną z podwójną ścianką umożliwiającą utrzymanie stałej temperatury, zestaw elektrod (nasycona elektroda kalomelowa oraz elektroda platynowa) oraz komputer z oprogramowaniem VoltaMaster 4. Próbki podczas badania zatopione były w roztworze sztucznej śliny o składzie chemicznym zgodnym z normą PN-EN ISO 10993-15 [9]. Badania rozpoczynano od ustalenia potencjału otwarcia E_{OCP} . Następnie próbki polaryzowano w kierunku anodowym z szybkością zmian potencjału 1 mV/s od wartości potencjału $E_{start} = E_{OCP} - 100$ mV. Po uzyskaniu wartości potencjału $E = +4000$ mV lub gęstości prądu 1 mA/cm² zmieniano kierunek polaryzacji rejestrując tym samym krzywą powrotną. Na podstawie otrzymanych krzywych wyznaczono charakterystyczne wielkości określające odporność na korozję wżerową, tj.: potencjał korozyjny, potencjał przebicia lub transpasywacji, potencjał repasywacji oraz opór polaryzacji (met. Sterna).

3. WYNIKI BADAŃ

3.1. Wyniki badań metalograficznych mikroskopowych

Mikrostruktura stopu Ti-6Al-4V to struktura dwufazowa zawierająca dyspersyjne wydzielenia fazy α i β (będąca wynikiem obróbki cieplnej w obszarach temperaturowych α i β) charakterystyczna dla stopu po obróbce plastycznej i wyżarzaniu – rys. 1a. Z kolei w mikrostrukturze stopu Au-Pd ujawniono metastabilną uporządkowaną fazę AuPd(II), która może tworzyć się wewnątrz ziarn fazy α_0 i jest bogata w Ag oraz uporządkowaną fazę AuPd(I) na granicach ziarn. Wewnątrz ziarn widoczne są pasma poślizgu powstałe w wyniku procesu technologicznego – rys. 1b. Mikrostruktura stopu Co-Cr-Mo w stanie lanym – osnową jest roztwór stały składników stopowych w fazie β -Co. W obrębie krystalitów występują mikrosegregacje dendrytyczne, w przestrzeniach międzydendrytycznych i wzdłuż granic krystalitów rozmieszczone są wydzielenia pierwotne o charakterze ciągłym (węglik $M_{23}C_6$) na granicach i wewnątrz ziarn – rys. 1c. Mikrostruktura stopu Ni-Cr-Mo w stanie lanym, osnową jest roztwór stały składników stopowych w fazie β -Ni. W obrębie krystalitów występują mikrosegregacje dendrytyczne, w przestrzeniach międzydendrytycznych i wzdłuż granic krystalitów rozmieszczone są wydzielenia pierwotne węglików $M_{23}C_6$ na granicach i wewnątrz ziarn – rys. 1d.



Rys. 1. Mikrostruktura stopów stosowanych do wytwarzania wkładów koronowo – korzeniowych, zgląd wzdłużny, trawiony: a) Ti-6Al-4V – pow. 500x, b) Au-Pd – pow. 200x, c) Co-Cr-Mo – pow. 200x, d) Ni-Cr-Mo – pow. 200x

3.2. Wyniki pomiarów mikrotwardości

Wyniki pomiaru mikrotwardości metodą Vickersa przedstawiono w poniższej tabeli 2.

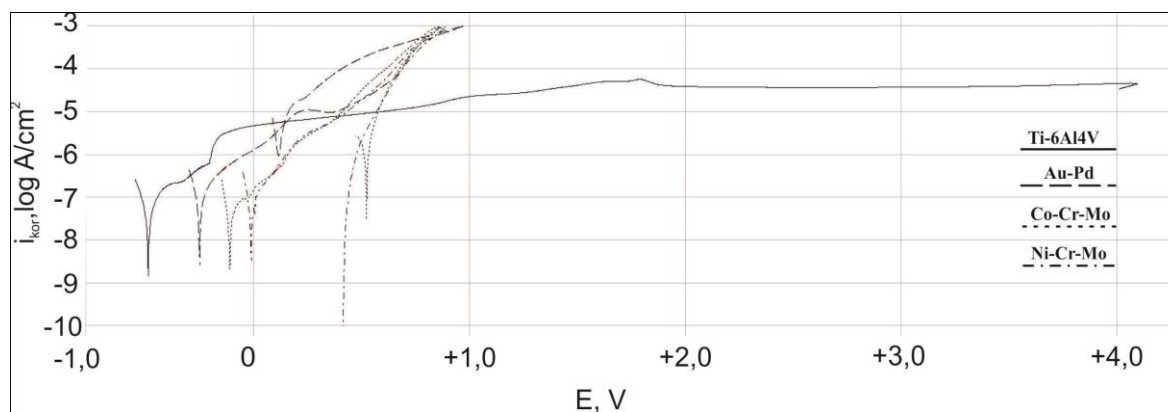
Tabela2. Wyniki pomiaru twardości Vickersa [HV0,1] badanych próbek

Nr	Rodzaj stopu (zgląd)							
	Ti-6Al-4V		Au-Pd		Co-Cr-Mo		Ni-Cr-Mo	
	wzdłużny	poprzeczny	wzdłużny	poprzeczny	wzdłużny	poprzeczny	wzdłużny	poprzeczny
1	379	382	156	155	374	375	224	224
2	383	380	154	155	376	375	220	222
3	370	369	154	154	365	368	228	226
4	374	375	157	159	379	376	224	226
5	383	383	159	157	378	378	223	221
Średnia	377		156		374		224	

Badania wykazały, że najwyższą twardością charakteryzują się stopy na osnowie tytanu oraz kobaltu (Ti-6Al-4V – 377 HV0,1; Co-Cr-Mo – 374 HV0,1), natomiast najniższą - stop na osnowie złota – Au-Pd – 156 HV0,1. Z kolei średnia wartość twardości stopu na osnowie niklu wynosi 224 HV0,1

3.2. Wyniki badań potencjodynamicznych

Krzywe polaryzacji uzyskane podczas badań potencjodynamicznych dla wytypowanych wkładów koronowo-korzeniowych przedstawiono na rys. 2.



Rys. 2. Krzywe polaryzacji wyznaczone dla wkładów koronowo-korzeniowych wykonanych ze stopów: Ti-6Al-4V, Au-Pd, Co-Cr-Mo, Ni-Cr-Mo – postać logarytmiczna

Na podstawie wyznaczonych krzywych określono charakterystyczne wielkości opisujące odporność na korozję wżerową wkładów koronowo-korzeniowych, które zestawiono w tabeli 3. Najwyższą wartość potencjału korozyjnego uzyskano dla stopu Ni-Cr-Mo – $E_{kor} = -9$ mV, z kolei najniższą wartością charakteryzuje się stop Ti-6Al-4V – $E_{kor} = -456$ mV. Wartości potencjału przebicia dla wkładów wykonanych z stopów: Au-Pd, Cr-Ni-Mo, Ni-Cr-Mo były zbliżone i mieściły się w zakresie $E_{tr} = +626 \div +646$ mV. Dla wkładu koronowo-korzeniowego wykonanego z Ti-6Al-4V w całym zakresie pomiarowym nie stwierdzono gwałtownego przyrostu gęstości prądu, co świadczy o perfekcyjnej pasywacji do wartości potencjału +4000mV.

Tabela 3. Wyniki badań odporności na korozję wżerową

Rodzaj stopu	E_{kor} , [mV]	R_p , [$k\Omega cm^2$]	i_{kor} , [$\mu A/cm^2$]	E_b , [mV]
Ti-6Al-4V	-456	639	0,041	>+4000
Au-Pd	-247	205	0,126	+646
Co-Cr-Mo	-100	489	0,053	+626
Ni-Cr-Mo	-9	277	0,093	+645

4. PODSUMOWANIE

Istnieje możliwość wykonywania wkładów z różnego typu materiałów, gdzie właściwości powinny być dostosowane do warunków użytkowych. Stąd też w pracy przeprowadzono szereg badań, których celem stanowiła ocena przydatności stosowania wytypowanych materiałów metalowych do wytwarzania wkładów koronowo-korzeniowych. Dla zrealizowania wyżej sformułowanego celu przeprowadzono wybrane badania dla wkładów wykonanych ze stopów Ti-6Al-4V, Au-Pd, Co-Cr-Mo i Ni-Cr-Mo. Pierwszy etap stanowiła ocena jakości materiału, z którego wykonano wkłady koronowo-korzeniowe pod względem struktury. Na podstawie obserwacji mikroskopowych stwierdzono, że mikrostruktura wszystkich badanych materiałów odpowiada zaleceniom normatywnym. Przeprowadzone badania mikrotwardości metodą Vickersa wykazały znaczące różnice między poszczególnymi wkładami. Twardość wkładów jest niezwykle istotna biorąc pod uwagę ich warunki użytkowania. W przypadku twardości stopu przekraczającej twardość szkliva (około 260÷370 HV w zależności od umiejscowienia) mogą one powodować nadmierne ścieranie się zębów przeciwstawnych. Najniższą twardością charakteryzuje się stop Au-Pd – 156 HV. Do jej obniżenia przyczynia się znacząco wysoka zawartość złota (twardość Au – 50÷52 HV). Z kolei najwyższą twardością charakteryzował się stop Ti-6Al-4V – 377 HV. Wartość twardości uzyskana dla stopu Co-Cr-Mo jest zbliżona do opisywanego stopu tytanu. Biorąc pod uwagę twardość tkanek naturalnych zęba można przy zastosowaniu stopów Ti-6Al-4V lub Co-Cr-Mo uzyskać monoblok prawidłowo współpracujący z tkanką. Przeprowadzone pomiary mikrotwardości w poszczególnych obszarach każdego z wkładów koronowo-korzeniowych nie różniły się między sobą w uzyskanych wartościach co świadczy o równomiernym umocnieniu materiału w całej jego objętości. Dobór odpowiedniego materiału powinien uwzględniać również warunki rzeczywiste, w których gotowy wyrób będzie funkcjonował. Dlatego też w ostatnim etapie pracy ocenie poddano odporność na korozję materiałów w warunkach symulujących pracę wkładów metodami potencjodynamicznymi. Badania wykazały, że najwyższą odpornością na korozję charakteryzował się wkład wykonany ze stopu Ti-6Al-4V. Dla pozostałych materiałów wyniki były porównywalne.

Reasumując, przeprowadzone w pracy badania jednoznacznie wykazały, że stop Ti-6Al-4V posiada najkorzystniejszy zespół własności fizykochemicznych, co ma bezpośredni wpływ na poprawę jakości własności użytkowych wkładów koronowo-korzeniowych wykonanych z tego materiału.

LITERATURA

- [1] Rosenstiel S. F., Land M. F., Fujimoto J.: Współczesne protezy stałe, Wydawnictwo Czelej, Lublin, 2002.

- [2] Robak B. J., Bożyk J., Borowicz J.: Koncepcje budowy części korzeniowej wkładów koronowo-korzeniowych w świetle piśmiennictwa, *Dental and Medical Problems*, vol. 48, nr 4, 2011, s. 576–582.
- [3] Zielińska R., Dejak B., Suchorzewski A.: Porównanie właściwości zębów odbudowanych wkładami koronowo-korzeniowymi lanymi i standardowymi kompozytowymi wzmocnionymi włóknami szklanymi na podstawie piśmiennictwa, *Protetyka Stomatologiczna*, 2010, LX, nr 1, s. 37-43.
- [4] Dejak B.: Porównanie wytrzymałości zębów odbudowanych za pomocą indywidualnych wkładów koronowo-korzeniowych metalowych i standardowych kompozytowych wzmocnionych włóknami szklanymi, *Protetyka Stomatologiczna*, 2010, LX, nr 2, s. 112-123
- [5] Poi W.R., Cardoso L.C., Castro J.C.M., Cintra L.T.A., Gulinelli J.L., Lazari J.A.B.: Multidisciplinary treatment approach for crown fracture and crown-root fracture – a case report, *Dental Traumatology*, vol. 23, 2007, s. 51-55.
- [6] ISO 5832-3:2007: Implants for surgery - Metallic materials - Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy.
- [7] Marciniak J.: *Biomateriały w stomatologii*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2008
- [8] PN - EN ISO 10271:2012: *Dentystyczne materiały metalowe - Metody badania korozji*.
- [9] PN-EN ISO 10993-15: *Biologiczna ocena wyrobów medycznych - Część 15: Identyfikacja i oznaczanie ilościowe produktów degradacji metali i stopów*.

ANALYSIS OF SELECTED UTILITY PROPERTIES OF CROWN-ROOT CONTRIBUTION

Abstract: The project included studies about microhardness and properties of selected utility crown-root contribution. In particular microscopic observation and corrosion resistance by using potentiodynamic testing. To studies chosen crown-root contribution made of alloy matrix of Ni, Co, Au and Ti. The aim of this study was to determine the usefulness of the various alloys used to production crown-root contribution. Based on these results, showed product with the most preferred physicochemical properties which allows properly prosthetic treatment.

Justyna SMÓŁKA¹, Marcin BASIAGA²

¹SKN Inżynierii Biomateriałów „Synergia”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Materiałowych, Politechnika Śląska, Zabrze

WPLYW PROCESU STERYLIZACJI NA WŁASNOŚCI ELEKTROCHEMICZNE STALI 316 LVM Z WARSTWĄ TiO₂ NANIESIONĄ METODĄ ALD

Streszczenie: Celem pracy była ocena wpływu procesu sterylizacji parowej na własności fizykochemiczne umocnionej stali 316 LVM pokrytej warstwą TiO₂ metodą ALD z różną liczbą cykli nanoszenia (500, 1250, 2500). W celu oceny zjawisk zachodzących na powierzchni badanej stali przeprowadzono badania odporności na korozję wżerową oraz badanie z wykorzystaniem elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej. Badania realizowano w roztworze Ringera w temperaturze $37 \pm 1^\circ\text{C}$. W przeprowadzonych badaniach korozyjnych wyznaczono krzywe polaryzacji anodowej, które każdorazowo charakteryzują się obecnością pętli histerezy świadczącej o zainicjowaniu korozji wżerowej w badanym materiale. Z kolei badanie EIS wykazały, że wzrost liczby cykli nanoszenia warstwy wpływa niekorzystnie na jej własności barierowe.

Słowa kluczowe: sterylizacja, ALD, własności elektrochemiczne, TiO₂, stal 316 LVM

1. WSTĘP

Co raz częstsza potrzeba stosowania różnorodnych implantów podczas zabiegów chirurgii rekonstrukcyjnej, zabiegowej czy protetyki, spowodowana jest między innymi przez obniżający się wiek pacjentów użytkujących implanty, wzrastającą grupę osób z uszkodzeniami narządu ruchu wynikającymi z urazów, przeciążeń czy też wypadków komunikacyjnych. Materiał przeznaczony na implanty powinien charakteryzować się biokompatybilnością, odpowiednimi własnościami wytrzymałościowymi i fizykochemicznymi, a także nie powinien powodować alergii, odczynów czy chronicznych reakcji [1]. Dlatego, też w dalszym ciągu pracuje się nad doбором odpowiedniego materiału i rodzaju obróbki, aby spełnić większość wymagań stawianych implantom.

Nieustanna potrzeba doskonalenia powierzchni implantów powoduje, że przeprowadza się wiele modyfikacji powierzchni. Za ich przyczyną możliwe jest przedłużenie żywotności i trwałości implantu, a także ochrona przed agresywnym środowiskiem tkankowym, czy korozją wżerową. Istnieje wiele metod modyfikacji powierzchni biomateriałów metalowych. Do najczęściej stosowanych zalicza się pasywację anodową, metodę sol-gel, physical vapor deposition (PVD) czy utlenianie anodowe. Wyżej wymienione metody modyfikacji powierzchni biomateriałów metalowych poprzez naniesienie warstw tlenkowych powodują korzystną zmianę ich własności fizykochemicznych. Jedyną wadą tych metod jest brak możliwości zapewnienia stałej grubości warstwy na geometrii o zminiaturyzowanej postaci

implantu. Dlatego też do tego typu zastosowań wydaje się być uzasadnione wykorzystanie metody ALD (Atomic Layer Deposition), która pozwala na niezmiennosc cech geometrycznych powierzchni na które nakładana jest warstwa. Metoda ta posiada także inne zalety, a mianowicie: powtarzalność procesu, możliwość osadzania warstw bardzo cienkich rzędu kilku nanometrów oraz możliwość osadzania warstw w niskich temperaturach [1, 7]. Podstawowym warunkiem sukcesu, przeprowadzania procesów sekwencyjnego osadzania warstw atomowych, jest odpowiedni dobór prekursorów. Jednym z najczęściej stosowanych tego typu materiałów jest dwutlenek tytanu (TiO_2) [1]. Wcześniejsze badania autorów pracy wykazały poprawę własności fizykochemicznych próbek z naniesioną warstwą TiO_2 metodą ALD w porównaniu do próbek bez warstwy (podłoże) [8]. Jednakże dane literaturowe wskazują na szereg nie zdefiniowanych zjawisk towarzyszących wytwarzaniu warstw TiO_2 metodą ALD [5,7] na powierzchniach materiałów metalowych. Wciąż nierozwiązanym problemem pozostaje wpływ sterylizacji medycznej na własności elektrochemiczne naniesionej warstwy. Z tego też powodu w niniejszej pracy przeprowadzono analizę wpływu procesu sterylizacji parowej na własności elektrochemiczne stali 316 LVM z naniesioną warstwą TiO_2 metodą ALD.

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Do badań wykorzystano umocnioną stal 316 LVM w postaci pręta o $\phi=14\text{mm}$. Próbki w postaci krążków o grubości $g=3\text{mm}$, w celu uzyskania jednolitej chropowatości ($R_a \leq 0,16 \mu\text{m}$) poddano procesowi szlifowania na automacie Struers LaboPol-25 z wykorzystaniem papierów ściernych o gradacji 500. Następnie przeprowadzono polerowanie mechaniczne. Zabieg wykonano z wykorzystaniem tarcz polerskich przy użyciu urządzenia do polerowania Struers Tegramin-30. W dalszej kolejności wypolerowane próbki poddano pasywacji chemicznej polegającej na zanurzeniu próbek w 45% roztworze kwasu HNO_3 w temperaturze $T=60^\circ\text{C}$ w czasie $t=60\text{minut}$. Ostatnim etapem przygotowywania próbek było naniesienie warstwy TiO_2 metodą ALD z wykorzystaniem urządzenia PicoSun. Do nanoszenia warstwy TiO_2 użyto prekursorów w postaci TiCl_4 i H_2O . Proces nanoszenia prowadzono przy zmiennej liczbie cykli $500 \div 2500$ w stałej temperaturze 200°C . W końcowym etapie tak przygotowane próbki poddano procesowi sterylizacji parowej pod ciśnieniem w temperaturze $T=135^\circ\text{C}$ i ciśnieniu $p=2,1 \text{ bar}$ w autoklawie BAISIC (10 cykli).

2.1 Badanie odporności na korozję wżerową

Badanie odporności na korozję wżerową przeprowadzono z wykorzystaniem metody potencjodynamicznej rejestracji krzywej polaryzacji na stanowisku pomiarowym zbudowanym z potencjostatu PGP 201 firmy Voltalab wraz z zestawem elektrod: elektroda odniesienia NEK – nasycona elektroda kalomelowa, elektroda pomocnicza - platynowa, elektroda badana w postaci próbki ze stali 316 LVM.

Badanie korozyjne rozpoczęto od wyznaczenia potencjału otwarcia E_{ocp} w warunkach bezprądowych. W dalszej kolejności rejestrowano krzywe polaryzacji anodowej, od wartości $E_{\text{start}} = E_{\text{ocp}} - 100 \text{ mV}$ z szybkością zmian potencjału w kierunku anodowym równą $v=0,16 \text{ m/s}$. Po uzyskaniu gęstości prądu anodowego $i = 1 \text{ mA/cm}^2$ zmieniano kierunek polaryzacji. W ten sposób rejestrowano krzywa powrotną. Badania zostały przeprowadzone w roztworze Ringera w temperaturze $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Badania realizowano na 5 próbkach z każdego wariantu.

2.2 Badanie z wykorzystaniem elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej

W badaniach EIS (Elektrochemiczna Spektroskopia Impedancyjna) wyznaczono widma impedancyjne układu i dopasowano uzyskane dane pomiarowe do układu zastępczego. Na tej podstawie ustalono wartości liczbowe oporności R i pojemności C analizowanych układów. Widma impedancyjne badanego układu przedstawiono w postaci diagramów Nyquista dla różnych wartości częstotliwości oraz w postaci diagramów Bodego. Otrzymane spektra interpretowano po dopasowaniu metodą najmniejszych kwadratów do zastępczego układu elektrycznego. Dobór tej metody umożliwił scharakteryzowanie impedancji granicy faz stal – warstwa powierzchniowa – roztwór na drodze aproksymacji danych impedancyjnych za pomocą modelu elektrycznego obwodu zastępczego. Badania elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej przeprowadzono w roztworze Ringera w temperaturze $37 \pm 1^\circ\text{C}$ z wykorzystaniem systemu pomiarowego Autolab PGStat 302N wyposażonego w moduł FRA2. Elektrode odniesienia stanowiła nasycona elektroda kalomelowa NEK, natomiast jako pomocniczą stosowano elektrodę platynową. Badania realizowano na 5 próbkach z każdego wariantu.

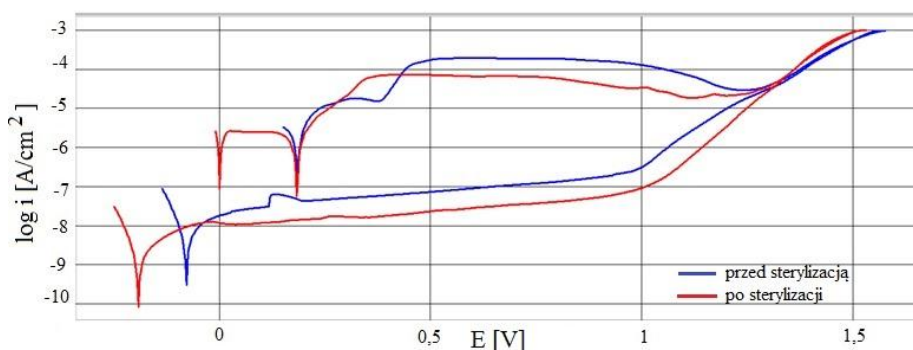
3. WYNIKI BADAŃ

3.1 Wyniki badań odporności na korozję wżerową

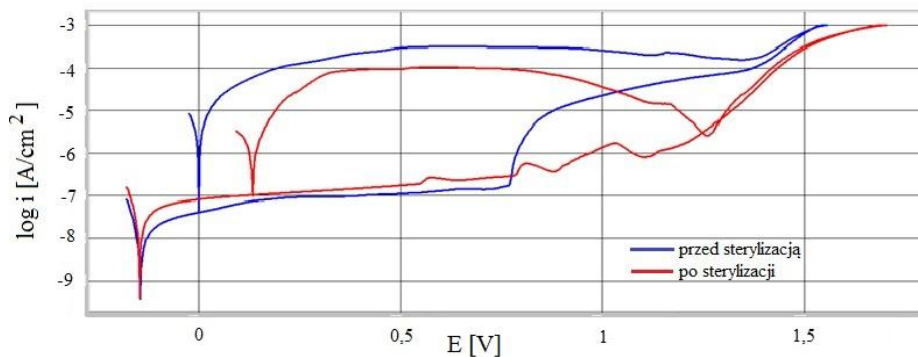
Otrzymane wyniki badań odporności na korozję wżerową metodą potencjodynamiczną przedstawia zamieszczona poniżej tabela 1. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono zmniejszenie się odporności na korozję wżerową po procesie sterylizacji parowej. Świadczą o tym uzyskane parametry charakteryzujące odporność korozyjną – tabela 1, rys 1 – 3.

Tabela 1. Wyniki badań odporności na korozję wżerową

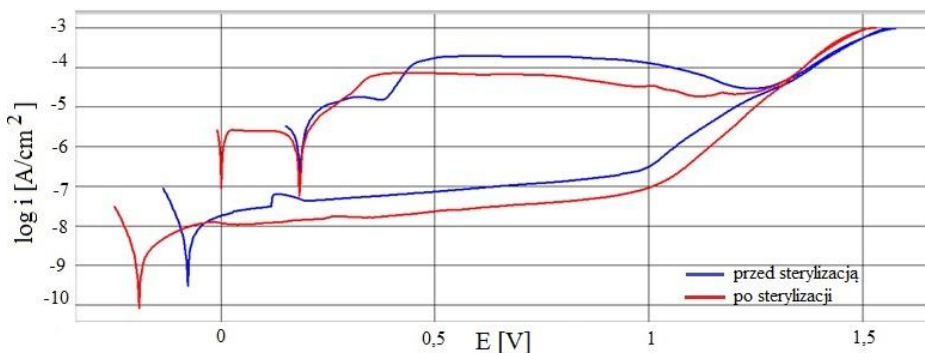
L. cykli	E_{cor} [mV]		E_b [mV]		E_{rp} [mV]		R_p [$\text{k}\Omega \cdot \text{cm}^2$]		I_{cor} [$\mu\text{A}/\text{cm}^2$]	
	Przed	Po	Przed	Po	Przed	Po	Przed	Po	Przed	Po
500	-154	-146	1619	1447	1320	1238	1490	555	0,017	0,047
1250	-153,5	-320	1489,5	1497	1262	1372	1074	213	0,024	0,122
2500	-89	-335	1415	1382	1271	1021	930	460	0,027	0,056



Rys. 1. Krzywe polaryzacji umocnionej stali 316 LVM z warstwą TiO_2 przy liczbie cykli równej 500



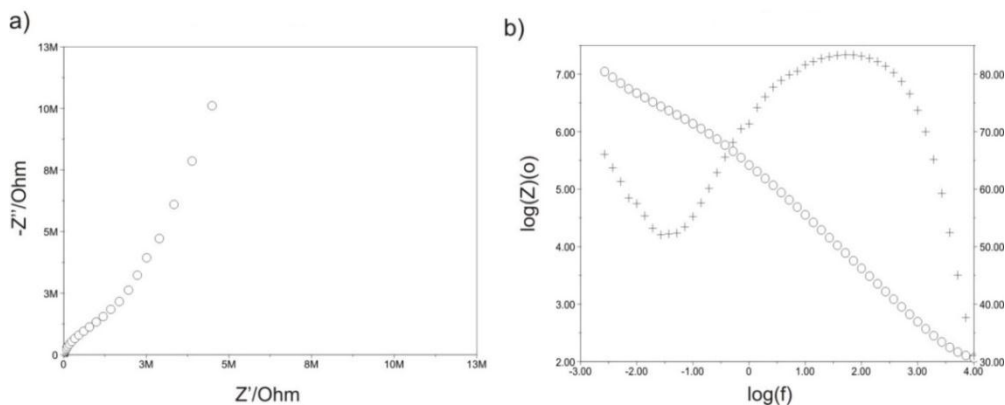
Rys. 2. Krzywe polaryzacji umocnionej stali 316 LVM z warstwą TiO_2 przy liczbie cykli równej 1250



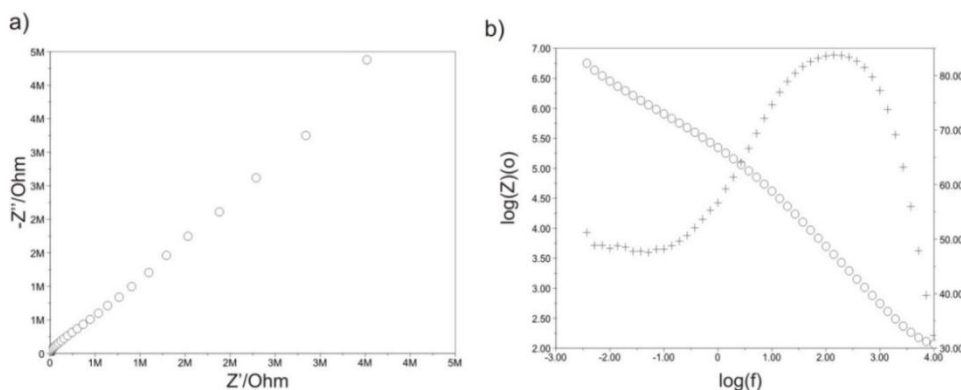
Rys. 3. Krzywe polaryzacji umocnionej stali 316 LVM z warstwą TiO_2 przy liczbie cykli równej 2500

3.2 Wyniki badań EIS

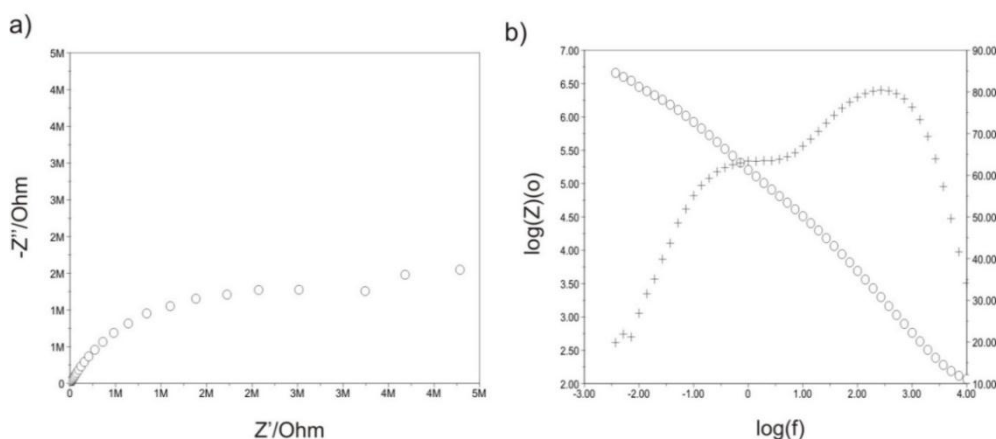
Podczas przeprowadzania badań zarejestrowano widma impedancyjne dla umocnionej stali 316 LVM z warstwą TiO_2 przed i po procesie sterylizacji parowej dla różnej wartości cykli nanoszenia. Przykładowe charakterystyki przedstawiają rysunki 4 - 6. Z kolei wartości parametrów opisujących charakter warstw zestawiono w tabeli 2.



Rys. 4. Przykładowe widmo impedancyjne dla próbek przed sterylizacją (500 cykli) a) wykres Nyquista, b) diagram Bode



Rys. 5. Przykładowe widmo impedancyjne dla próbek po sterylizacji (1250 cykli) a) wykres Nyquista, b) diagram Bode



Rys. 6. Przykładowe widmo impedancyjne dla próbek po sterylizacji (2500 cykli) a) wykres Nyquista, b) diagram Bode

Tabela 2. Wyniki analizy EIS

Liczba cykli	R_s [Ω]	R_{ct} [MΩcm ²]	CPE_{dl}		R_{pore} [kΩcm ²]	CPE_{pore}		E_{ocp} [mV]
			Y_0 Ω ⁻¹ cm ⁻² s ⁻ⁿ	n		Y_0 Ω ⁻¹ cm ⁻² s ⁻ⁿ	n	
Przed sterylizacją								
500	76	56,6	0,2995E-5	0,89	1413	0,8999E-6	0,92	-185
1250	75	8,11	0,3103E-5	0,85	345	0,7518E-6	0,93	-203
2500	74	3,6	0,1605E-5	0,84	32	0,9087E-6	0,98	-226
Po sterylizacji								
500	76	43	0,3781E-5	0,92	-	-	-	-187
1250	74	14	0,3382E-5	0,86	131	0,3674E-5	0,89	-190
2500	70	6	0,2002E-5	0,87	38	0,2834E-5	0,97	-214

4. PODSUMOWANIE WYNIKÓW BADAŃ

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że proces sterylizacji parowej wpływa niekorzystnie na odporność korozyjną stali 316 LVM z warstwą TiO₂. Świadczy o tym zmniejszenie się wartości potencjału przebicia oraz oporu polaryzacyjnego – tabela 1. Dla każdego przypadku zaobserwowano pętlę histerezy, co świadczy o zainicjowaniu korozji wżerowej. Z kolei badania z wykorzystaniem elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej dla wszystkich próbek przed procesem sterylizacji oraz dla próbek po procesie sterylizacji przy 1250 i 2500 cyklach wykazały występowanie warstwy podwójnej o zróżnicowanej

wartości rezystancji przeniesienia ładunku R_{ct} . Natomiast w przypadku próbki z warstwą TiO_2 naniesioną przy 500 cyklach po procesie sterylizacji parowej dopasowano do najprostszego modelu warstwy tlenowej – złożonego z równoległego układu elementu stałofazowego. Najwyższe wartości oporu przejścia jonów zarejestrowano dla próbek przed i po procesie sterylizacji przy 500 cyklach co świadczy o dobrych właściwościach zabezpieczających stal przed oddziaływaniem roztworu fizjologicznego Ringera. Wraz z zwiększającą się liczbą cykli procesu nanoszenia wartość R_{ct} , maleje, co powoduje z kolei pogorszenie właściwości barierowych zabezpieczającą stal przed oddziaływaniem środowiska korozyjnego.

Zaproponowanie odpowiednich wariantów obróbki powierzchniowej z wykorzystaniem metody ALD ma perspektywiczne znaczenie i przyczyni się do opracowania warunków technologicznych o sprecyzowanych parametrach wytwarzania powłok tlenkowych na implantach stosowanych w chirurgii kostnej.

LITERATURA

- [1] Marciniak J.: Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2013.
- [2] Fleischer M.: Dezynfekcja, sterylizacja, antyseptyka, Katedra i Zakład Mikrobiologii, Uniwersytet Medyczny im. Powstańców Śląskich we Wrocławiu, 2012.
- [3] Rogers W.J.: The effect of sterilization on medical materials and welded devices, Woodhead Publishing Limited, 2013.
- [4] Dobrzański L.: Podstawy kształtowania struktury i własności materiałów metalowych, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007.
- [5] Marin E., Guzman L., Lanzutti A., Ensinger W., Fedrizzi L.: Multilayer Al_2O_3/TiO_2 Atomic Layer Deposition coatings for the corrosion protection of stainless steel, *Thin Solid Films*, vol. 522, 2012, p. 283-288.
- [6] Shan C.X., Hou X., Choy K.L.: Corrosion resistance of TiO_2 films grown on stainless steel by atomic layer deposition, *Science Direct*, vol. 202(11), 2008, p. 2399-2402.
- [7] Zhonga Q., Yana J., Qiana X., Zhanga T., Zhangc Z., Liaa A.: Atomic layer deposition enhanced grafting of phosphorylcholine on stainless steel for intravascular stents, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, vol. 121, 2014, p. 238-247.
- [8] Basiaga M., Staszuk M., Walke W., Opilski Z.: Mechanical properties of ALD TiO_2 layers on stainless steel substrate. *Materialwissenschaft & Werkstofftechnik*, vol. 47(5), 2016, p.1-9.

THE INFLUENCE OF STEAM STERILIZATION PROCESS ON PHYSICOCHEMICAL PROPERTIES OF STEEL 316 LVM WITH A LAYER OF TiO_2 DEPOSITED BY ALD METHOD

Abstract: This thesis focuses on the assessment of the impact of the steam sterilization process on the physicochemical properties of the strengthened steel 316LVM coated TiO_2 using ALD method with different number of cycles, namely 500, 1250 and 2500. In order to evaluate the phenomena occurring on the surface of the steel I run a pitting corrosion resistance test and another study using the EIS. The research is conducted in Ringer's solution at $37 \pm 1^\circ C$. Thanks to the first test the curves of anodic polarization are drawn. These curves are characterized by the presence of the hysteresis loop, and these, in turn, indicate the initiation of pitting corrosion in the tested material. On the other hand, the EIS examination shows that the increase in the number of cycles has an adverse impact on the permeability of the layer.

**Julia SOLARZ¹, Magdalena GRYGIEL-PRADELOK², Wojciech KAJZER²,
Janusz SZEWCZENKO³**

¹SKN Inżynierii Biomateriałów „Synergia”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

³Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

BADANIE WŁASNOŚCI MECHANICZNYCH POWŁOKI POLIMEROWEJ NA PODŁOŻU ZE STOPU Ti6Al7Nb

Streszczenie: W pracy przedstawiono wpływ sposobu modyfikacji powierzchni stopu Ti6Al7Nb na własności mechaniczne naniesionej powłoki biodegradowalnego polimeru poli(D,L-laktyd-ko-glikolid) (PLGA). Zakres badań obejmował: pomiary chropowatości oraz obserwacje makroskopowe powierzchni metalowego podłoża oraz obserwacje powierzchni powłoki polimerowej, badanie adhezji do podłoża oraz ultrananotwardości. Badania wykazały istotny wpływ sposobu modyfikowania powierzchni podłoża ze stopu Ti6Al7Nb na własności mechaniczne powłoki polimeru PLGA.

Słowa kluczowe: PLGA, Ti6Al7Nb, adhezja powłok polimerowych, twardość powłok polimerowych

1. WSTĘP

Zarówno stopy tytanu jak i polimery są powszechnie stosowane w medycynie. Stopy tytanu ze względu na swoje własności mechaniczne, dobrą biotolerancję oraz odporność na korozję. Natomiast polimery ze względu na bardzo dobrą biokompatybilność, łatwość formowania oraz stałość własności oraz kształtu podczas sterylizacji [1].

Powszechnie stosowany stop tytanu Ti6Al4V posiadający w swoim składzie wanad, w wielu przypadkach wywołuje reakcje alergiczne. Spowodowało to konieczność zmiany składu chemicznego stopu, wanad zastąpiono niobem. Nowo powstały stop Ti6Al7Nb cechuje się lepszą biokompatybilnością oraz odpornością na korozję, w porównaniu do stopu Ti6Al4V [2, 3]. Jednak wciąż istniejącym problemem jest alergiczne oddziaływanie produktów korozji, w szczególności agresywnych jonów aluminium [3].

Rozwiązaniem tego problemu może być wytworzenie na powierzchni stopu Ti6Al7Nb powłoki polimerowej. Podłoże metalowe zapewnia odpowiedni zespół własności mechanicznych, a polimer lepszą odporność korozyjną oraz stanowi barierę dla produktów degradacji metalowego podłoża [4]. Ponadto zastosowanie polimerów biodegradowalnych umożliwia wytworzenie powłoki o kontrolowanej kinetyce uwalniania leków, zależnej od składu chemicznego polimeru, własności środowiska, w którym przebywa oraz sposobu degradacji. Dostarczenie leku bezpośrednio do miejsca uszkodzonej tkanki może przyspieszyć jej regenerację [3]. Najczęściej stosowanym polimerem biodegradowalnym jest poli(laktyd-ko-glikolid) [5]. Jednym z kryteriów oceny przydatności warstw

z biodegradowalnego polimeru na podłożu ze stopu Ti6Al7Nb do zastosowań klinicznych są jej własności mechaniczne. Szczególnie istotna jest adhezja powłoki do podłoża, zależna od sposobu modyfikowania metalowego podłoża.

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Materiał do badań stanowiły próbki ze stopu Ti6Al7Nb o składzie chemicznym, strukturze oraz właściwościach mechanicznych zgodnych z normą ISO 5382-11. Próbki pobrano z prętów o średnicy 22 mm, a następnie zmodyfikowano ich powierzchnię poprzez szlifowanie na papierach ściernych o gradacji 120 i 320. Ponadto połowę próbek poddano utlenianiu anodowemu w kąpeli kwasu fosforowego i siarkowego przy napięciu 97V. Powłoka polimerowa na bazie 10% roztworu poli(D,L-laktyd-ko-glikolidu) PLGA (85/15) zsyntezowana została poprzez polimeryzację z otwarciem pierścienia glikolidu i D,L-laktydu w 130°C przez 24 godziny, a następnie w temperaturze 120°C przez 48 godziny, w atmosferze argonu, przy użyciu cyrkonu (IV), acetyloacetonianu (Zr(acac)₄) w nietoksycznym inicjatorze. Powłoka naniesiona została metodą zanurzeniową w Centrum Materiałów Polimerowych i Węglowych PAN w Zabrze. Następnie próbki zostały poddane sterylizacji radiacyjnej dawką 25kGy i energią 10MeV w Instytucie Chemii i Techniki Jądrowej w Zakładzie Naukowym – Centrum Badań i Technologii Radiacyjnych.

Badanie topografii powierzchni metalowego podłoża wykonano metodą stykową profilometrem firmy SURTRONIC 3+. Długość odcinka elementarnego wynosiła 0,8 mm.

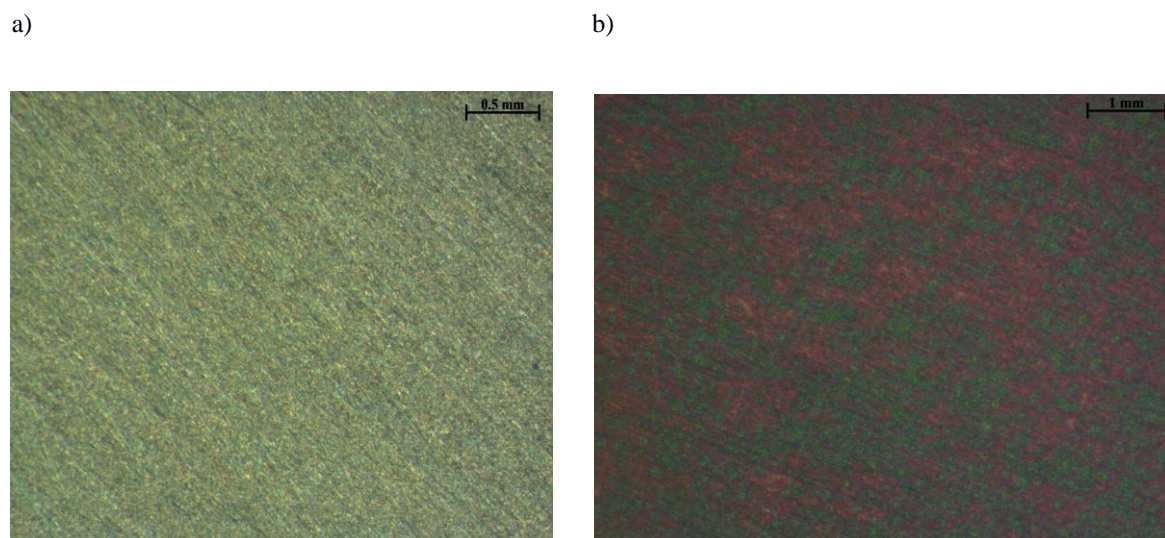
Obserwacje makroskopowe powierzchni przeprowadzono dla metalowego podłoża oraz próbek z naniesioną powłoką polimerową. Badania wykonano z wykorzystaniem mikroskopu stereoskopowego firmy ZEISS - SteREO Discovery.V8. Obserwacje przeprowadzono w zakresie powiększeń 3÷24x.

Ocena przyczepności powłok polimerowych została wykonana metodą zarysowania z wykorzystaniem diamentowego stożka przemieszczającego się ze stałą prędkością po powierzchni próbki przy rosnącej sile obciążającej. Do badania wykorzystano otwartą platformę wyposażoną w MicroCombi Tester firmy CSM. Oceny siły krytycznej dokonano na podstawie zmian siły tarcia, współczynnika tarcia oraz obserwacji mikroskopowych. Badanie przeprowadzono przy rosnącej sile obciążającej od 0,03 N, przy szybkości przesuwu stolika 1 mm/min, przy szybkości obciążania 10 N/min oraz długości zarysowania 3 mm.

Badanie ultrananotwardości analizowanych warstw przeprowadzono na otwartej platformie wyposażonej w Mikrocombi Tester, firmy CSM. Badanie przeprowadzono z wykorzystaniem wgłębnika Berkovicha (metoda Olivera&Phara). Twardość instrumentalną określono jako stosunek maksymalnej siły obciążającej wgłębnik do powierzchni podstawy odcisku pod obciążeniem, wartość obciążenia wynosiła 50 mN przy szybkości zadawania 100 mN/min, czas wytrzymania próbki pod maksymalnym naciskiem 5s. Dla poszczególnych wariantów próbek wykonano po 5 zarysowań powłoki oraz pomiarów twardości.

3. WYNIKI BADAŃ

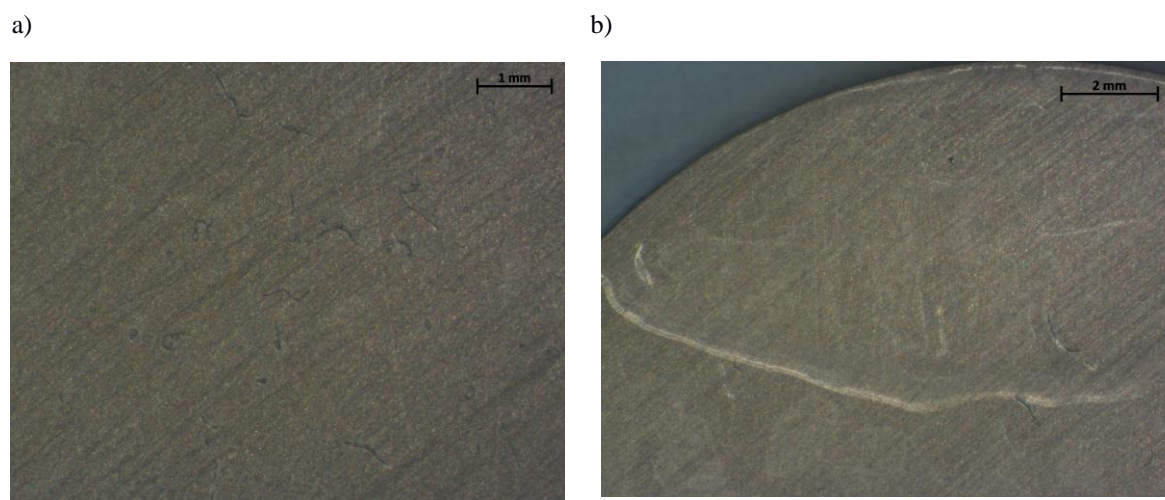
Powierzchnie metalowego podłoża cechowało zróżnicowane zabarwienie. Próbki utleniane anodowo charakteryzowały się nierównomiernym zabarwieniem. Zarówno dla próbek po szlifowaniu jak i po szlifowaniu i utlenianiu anodowym obserwowano występowanie równoległych rys, będących pozostałością po procesie szlifowania (rys. 1).



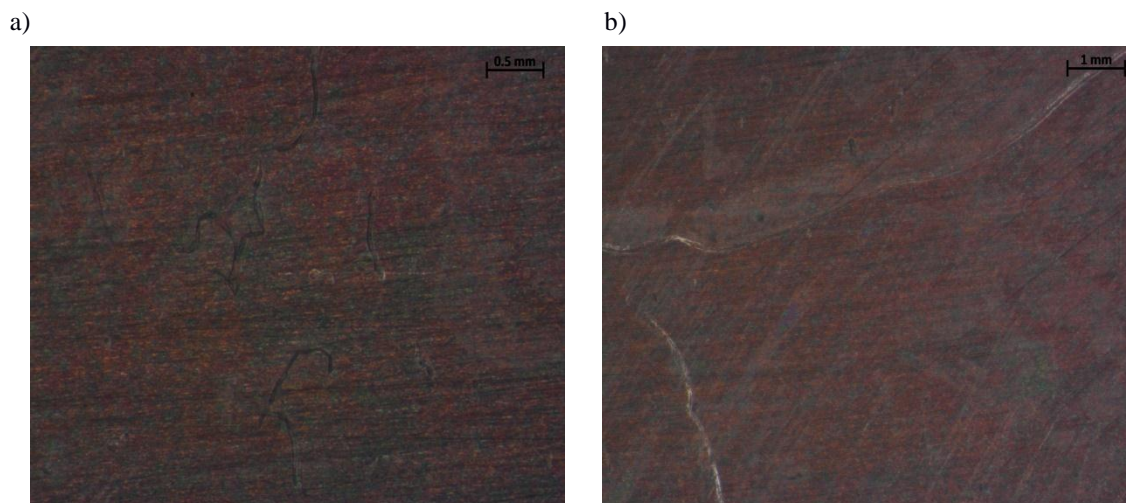
Rys. 1. Powierzchnia podłoża ze stopu Ti6Al7Nb: a) szlifowanego, b) utlenianego anodowo po szlifowaniu (mikroskop stereoskopowy)

Powierzchnie metalowego podłoża charakteryzowały zróżnicowane wartości parametru R_a , zależne od zastosowanej metody modyfikowania warstwy wierzchniej. Dla próbek szlifowanych wartość parametru wynosiła $R_a=0,50 \mu\text{m}$, natomiast dla utlenianych anodowo po szlifowaniu $R_a=0,39 \mu\text{m}$.

Powierzchnię próbek z naniesioną warstwą polimerową zarówno na podłożu szlifowanym jak i szlifowanym i utlenianym anodowo stopu Ti6Al7Nb cechuje ciągłość. Powłoka jest przezroczysta oraz występują w niej nieliczne zanieczyszczenia (rys. 2a, 3a). Niezależnie od metody modyfikowania powierzchni stopu stanowiącego podłoże widoczne są zacieki polimeru, powstałe podczas jego nanoszenia (rys. 2b, 3b).



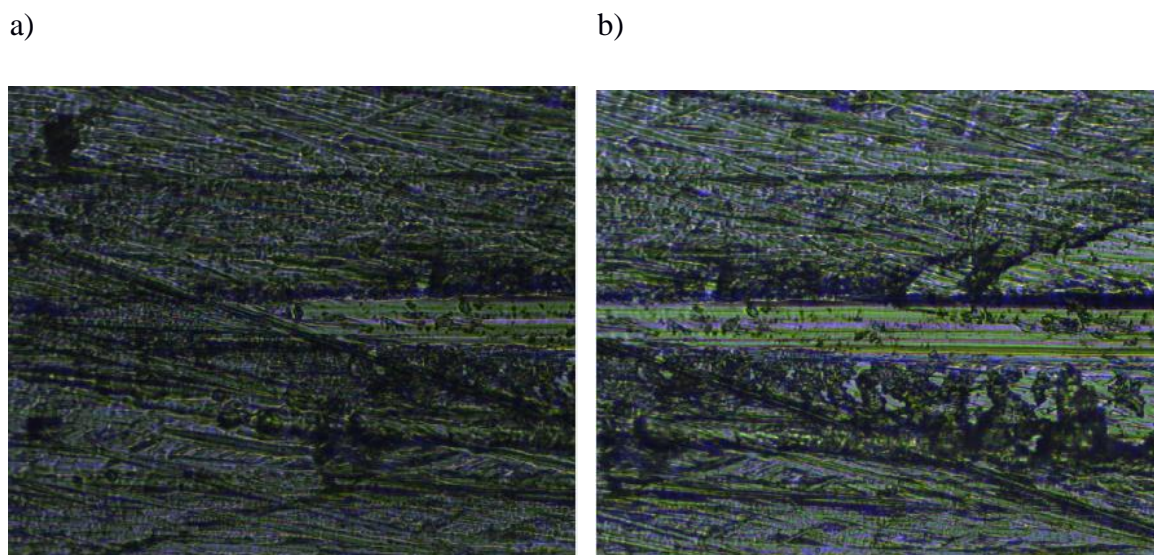
Rys. 2. Powierzchnia powłoki polimerowej na podłożu szlifowanym: a) zanieczyszczenia w powłoce polimerowej, b) zacieki (mikroskop stereoskopowy)



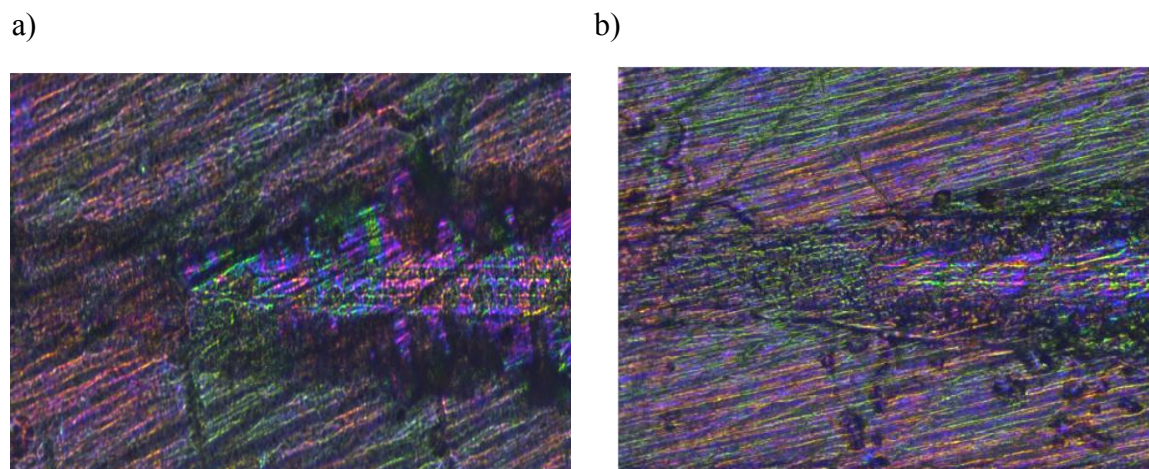
Rys. 3. Powierzchnia powłoki polimerowej na podłożu utlenianym anodowo po szlifowaniu: a) zanieczyszczenia w powłoce polimerowej, b) zaciek (mikroskop stereoskopowy)

W badaniu adhezji powłoki polimerowej do podłoża wyznaczona została siła L_c powodująca jej oderwanie od metalowego podłoża. Dla próbek na podłożu szlifowanym siła L_c mieściła się w zakresie 0,8-1,18 N, a wartość średnia wynosiła 0,94(21) N, natomiast dla powłoki na podłożu utlenianym po szlifowaniu siła powodująca zerwanie mieści się w zakresie $L_c=0,38\div0,77$ N, średnia wynosiła 0,52(21) N. Zarysowania powstałe na skutek przeprowadzonego badania scratch test próbek na podłożu szlifowanym oraz szlifowanym i utlenianym anodowo przedstawiono na rys. 4 i 5.

Badania twardości powłoki polimerowej wytworzonej na powierzchni stopu Ti6Al7Nb wykazały zróżnicowane wartości zależne od sposobu modyfikowania warstwy wierzchniej metalowego podłoża. Wartość twardości instrumentalnej powłoki na podłożu szlifowanym mieściła się w zakresie $H_{IT}=115\div202$ MPa, średnia twardość wynosiła $H_{IT}=166(34)$ MPa, natomiast powłoki na podłożu szlifowanym i utlenianiu anodowym mieściła się w zakresie $H_{IT}=109\div142$ MPa, a średnia wartość $H_{IT}=124(40)$ MPa.



Rys. 4. Zarysowanie powłoki polimeru PLGA na podłożu Ti6Al7Nb szlifowanym: a) rozwarstwienie powłoki polimerowej, b) narastające rozwarstwienie polimeru PLGA



Rys. 5. Próbkę po utlenianiu anodowym podłoża ze stopu Ti6Al7Nb: a) pęknięcie powłoki polimerowej PLGA, b) delaminacja powłoki polimerowej PLGA

4. PODSUMOWANIE WYNIKÓW BADAŃ

Zastosowanie materiałów polimerowych na podłożu ze stopu Ti6Al7Nb w medycynie związane jest z koniecznością zapewnienia ich dobrego przylegania oraz korzystnego zespołu własności mechanicznych. Brak doniesień literaturowych opisujących wpływ jakości metalowego podłoża, wynikający z zastosowanych metod modyfikowania powierzchni, skłonił autorów do określenia wpływu topografii powierzchni podłoża na własności mechaniczne biodegradowalnego polimeru PLGA. Dotychczasowe doniesienia [6] dotyczyły adhezji powłoki PLGA do subwarstwy leku naniesionego na metalowe podłoże.

Obserwacje makroskopowe sterylizowanej radiacyjnie powłoki polimerowej PLGA na metalowym podłożu wykazały, że jej jakość nie zależy od sposobu modyfikowania warstwy wierzchniej podłoża. Powłoka polimerowa na szlifowanym jak i utlenianym anodowo po szlifowaniu podłożu stopu Ti6Al7Nb jest przezroczysta i ciągła, jednakże charakteryzuje się zróżnicowaną grubością. Ponadto, w powłoce występują nieliczne zanieczyszczenia.

Badania adhezji biodegradowalnego polimeru PLGA do podłoża ze stopu Ti6Al7Nb wykazało, iż wraz ze wzrostem chropowatości powierzchni podłoża wzrasta siła powodująca oderwanie polimeru. Większą wartość siły adhezji (0,94 N) powłoki polimerowej zaobserwowano dla podłoża o chropowatości $R_a=0,50 \mu\text{m}$ (powierzchnia szlifowana). Dla próbek o chropowatości powierzchni $R_a=0,39 \mu\text{m}$ (powierzchnia utleniana anodowo) obserwowano wartość siły adhezji 0,52 N. Podobną zależność zaobserwowano dla twardości instrumentalnej warstwy polimerowej. Wartość twardości instrumentalnej powłoki polimerowej na podłożu szlifowanym wynosi $H_{IT}=166 \text{ MPa}$, natomiast dla powłoki na podłożu utlenianym anodowo $H_{IT}=124 \text{ MPa}$.

Tymczasem, na własności mechaniczne sterylizowanej radiacyjnie powłoki polimerowej na podłożu metalowym mogą mieć również wpływ zróżnicowane własności fizykochemiczne warstwy wierzchniej podłoża. Dla próbek szlifowanych warstwę wierzchnią stanowił tlenek tytanu o grubości kilku nanometrów powstały samoistnie w procesie samopasywacji, niemniej jednak warstwa ta jest niejednorodna, a jej skład chemiczny uzależniony jest od składu chemicznego fazy, na której jest wytworzony. Natomiast na powierzchni próbek utlenianych anodowo warstwę wierzchnią stanowi również tlenek tytanu, jednakże warstwa pasywna jest ciągła i jednorodna o grubości kilkuset nanometrów, zależna od napięcia procesu utleniania anodowego [7].

LITERATURA

- [1] Marciniak J.: Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2002.
- [2] Łaskawiec J., Michalik R.: Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2002.
- [3] Biel M.: Mikrostruktura i właściwości biomateriałów tytanowych po obróbce powierzchniowej, Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków, 2006.
- [4] Campbell Patrick K.: Method of making metal reinforced polymer stent, US5632840(A), 1997.
- [5] Gentile P., Chiono V., Carmagnola I., Hatton P.V.: An overview of Poly(lactid-co-glicolic) Acid (PLGA) – based biomaterials for bone tissue engineering [in:] International Journal of Molecular Sciences, Szwajcaria, 2014, p. 3643-3644.
- [6] McManamon C., de Silva J.P., Delaney P., Morris M. A., Cross G. L.W.: Characteristics, interactions and coating adherence of heterogeneous polymer/ drug coatings for biomedical devices [in:] Materials Science and Engineering, C 59, 2016, p.102-108
- [7] Szewczenko J.: Kształtowanie właściwości fizycznych i chemicznych warstwy wierzchniej implantów ze stopów tytanu dla traumatologii i ortopedii, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2014.

MECHANICAL PROPERTIES OF POLYMER COATING ON Ti6Al7Nb SUBSTRATE

Abstract: The study describes results of research influence of methods for modifying the surface of the Ti6Al7Nb alloy on the mechanical properties of the applied coating of biodegradable polymer poli(lactid-co-glicolic acid) (PLGA). The research included: assessment of the macroscopic surface of samples in the initial state and after applied polymer coating, measurements of surface roughness of the metal substrate, scratch test and ultrananohardness test. Research has shown a significant impact of used method of modifying metal substrate on mechanical properties of the PLGA coating. The analysis also showed dependence of adhesion polymer coating on roughness of the metal substrate.

Bogna SZAMATOWICZ¹, Anita KAJZER¹

¹Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

WŁASNOŚCI MECHANICZNE UDOWYCH KOŚCI BYDŁĘCYCH O RÓŻNYM STOPNIU UWODNIENIA

Streszczenie: Celem pracy było określenie własności wytrzymałościowych bydłych kości udowych o różnym stopniu uwodnienia. Podczas realizacji pracy przeprowadzono statyczną próbę trójpunktowego zginania oraz statyczną próbę jednoosiowego ściskania. W konsekwencji wyznaczono wartości wytrzymałości na zginanie oraz ściskanie wszystkich grup badawczych. Stwierdzono, że zarówno stopień uwodnienia, jak i kierunek pobierania próbek znacząco wpływa na wartości własności wytrzymałościowych.

Słowa kluczowe: statyczna próba ściskania, statyczna próba zginania, bydła kość udowa

1. WSTĘP

Podstawowym oraz wstępnym warunkiem do teoretycznych oraz praktycznych przybliżeń w analizie funkcji fizjologicznych organizmu jest wiedza zależna od znajomości własności strukturalnych i mechanicznych tkanek miękkich oraz kostnych. Ze względu na wzrost liczby urazów w układzie kostnym, poznanie własności mechanicznych kości jest nieodzownym elementem podczas leczenia schorzeń oraz złamań nie tylko u ludzi, ale i zwierząt. W przypadku kreowania nowych postaci konstrukcyjnych implantu, bądź w celu analizy układu kość - implant badanie własności mechanicznych przeprowadzane jest na podstawie porównania „zachowania się” kości u zwierząt z tym samym złamaniem, przy czym część grupy badawczej posiada dodatkowo wszczepiony implant [1]. Badania takie realizowane są zgodnie z zaleceniem normy „Biologiczna ocena wyrobów medycznych” [2].

Ocenę własności mechanicznych kości zwierzęcych przeprowadza się na małych próbkach wypreparowanych z kości, jednakże brak jednoznacznej normy, według której badania te powinny być przeprowadzane wpływa na trudności w porównaniu wyników [3].

Celem pracy było wyznaczenie wpływu procesu suszenia oraz moczenia na własności wytrzymałościowe bydłych kości udowych podczas statycznej próby trójpunktowego zginania oraz jednoosiowego ściskania.

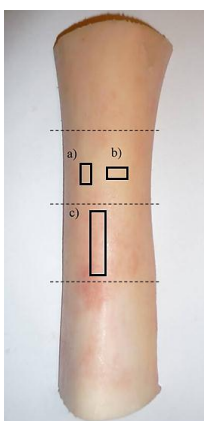
2. MATERIAŁ DO BADAŃ

Do badań wytypowano trzony bydłych kości udowych (rys. 1) pochodzące od dwuletniego byka o masie 500kg. W pierwszej kolejności kości oczyszczono z tkanek miękkich oraz powierzchniowo zdezynfekowano przy użyciu alkoholu.



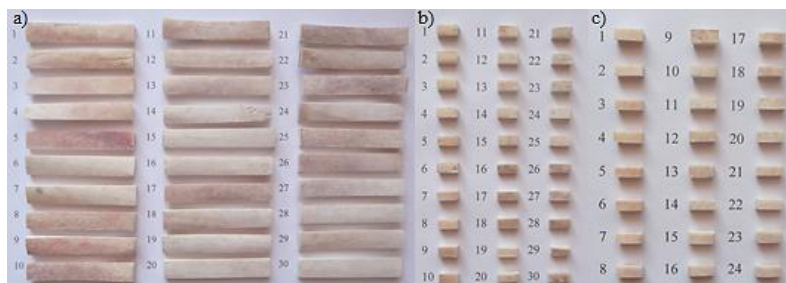
Rys. 1. Materiał do badań – bydlęca kość udowa

Następnie odcięto nasady kości, oczyszczono trzony ze szpiku kostnego oraz wstępnie podzielono na części (uwzględniono zaplanowane wymiary próbek) – próbki wycięto osiowo oraz promieniowo z wykorzystaniem stołowej przecinarki firmy Struers Secotom-15 z prędkością obrotową tarczy 2200 rpm oraz prędkością posuwu stolika 0,2 mm/s. Wybierając miejsca cięcia starano się unikać obszarów, w których kość ulegała zakrzywieniu powierzchni. Przykładowe miejsca wycięcia próbek przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Miejsca wycięcia próbek: a) do statycznej próby jednoosiowego ściskania – osiowo, b) do statycznej próby jednoosiowego ściskania – promieniowo, c) do statycznej próby trójpunktowego zginania – linie przerywane przedstawiają wstępnie podzielony trzon na części

W celu uzyskania założonych wymiarów próbki poddano procesowi ręcznego szlifowania na papierze ściernym o ziarnistości 120. W konsekwencji uzyskano materiał do badań o wymiarach: 60 mm x 10 mm x 4 mm do statycznej próby trójpunktowego zginania (30 próbek – rys. 3a) oraz 10 mm x 4 mm x 4 mm do statycznej próby jednoosiowego ściskania (30 próbek wycinanych osiowo – rys. 3b) oraz 24 próbki wycinane promieniowo – rys. 3c). Próbki podzielono na 3 grupy: I – próbki z kości świeżej, II – próbki z kości suszonej przez 30 dni oraz III – próbki z kości suszonej przez 30 dni oraz eksponowane na roztwór Ringera przez 2 dni.



Rys. 3. Próbki do: a) statycznej próby zginania, b) statycznej próby ściskania (próbki wycinane osiowo), c) statycznej próby ściskania (próbki wycinane promieniowo)

3. METODYKA BADAŃ

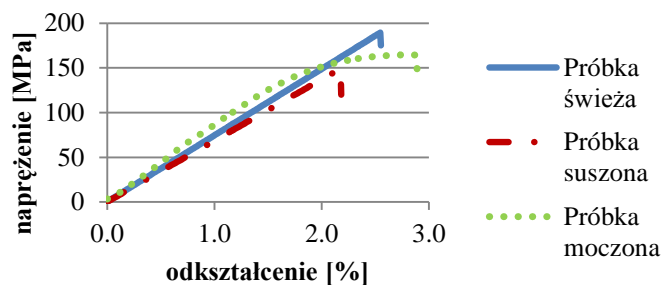
Statyczną próbę zginania realizowano z wykorzystaniem maszyny wytrzymałościowej MTS Criterion model 45 z prędkością obciążania 2 mm/min, przy rozstawie podpór 40 mm – parametry dobrane zgodnie z zaleceniami normy PN-EN 658-3:2004 [4]. Na podstawie otrzymanych charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych (rys. 4) wyznaczono wartości: siły obciążającej F_m [N], wytrzymałości na zginanie $R_{f,m}$ [MPa] oraz strzałki ugięcia f [mm] (tab.1).

Statyczną próbę ściskania realizowano na tej samej maszynie wytrzymałościowej przy prędkości obciążania 4 mm/min – parametr określony na podstawie zaleceń normy PN-EN 658-2:2004 [5]. Na podstawie otrzymanych charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych (rys. 5a, 5b) wyznaczono wartości: siły obciążającej F_m [N] oraz wytrzymałości na ściskanie $R_{c,m}$ [MPa] (tab. 2). W celu przedstawienia wyników każdej grupy pomiarowej przypisano indeks dolny oznaczający odpowiednio – „o” – próbki ściskane osiowo, „p” – próbki ściskane poprzecznie.

Badania przeprowadzano w temperaturze pokojowej ($T = 23^\circ\text{C}$) do momentu pierwszego pęknięcia próbek. Wyniki przedstawiono w formie wykresów oraz w tabelach wraz z odchyleniem standardowym.

4. WYNIKI BADAŃ

Uzyskane wyniki z przeprowadzonych badań zostały odpowiednio pogrupowane, porównane oraz przedstawione w tabelach 1, 2 oraz na wykresach 4, 5a i 5b.

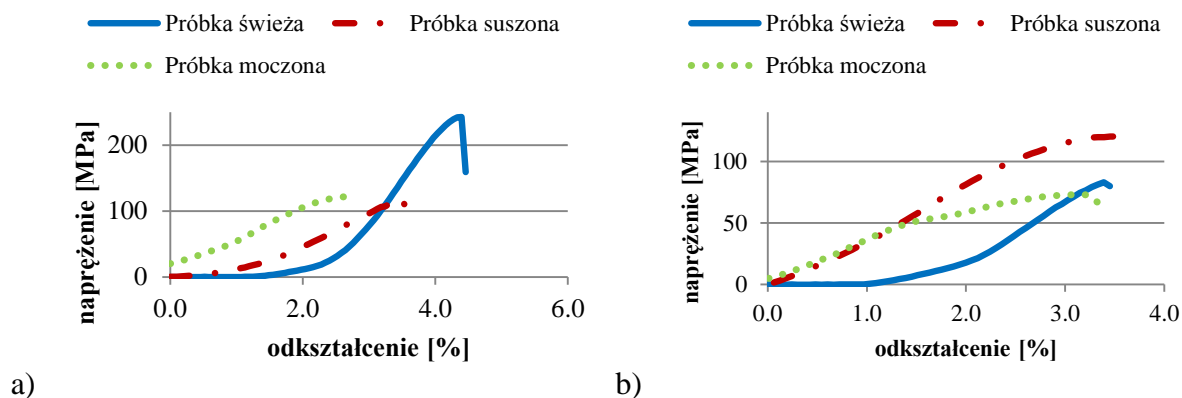


Rys. 4. Przykładowe charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe próbek

Tabela 1. Parametry wyznaczone podczas statycznej próby trójpunktowego zginania

Grupa	Numery próbek	F_m [N]	$R_{f,m}$ [MPa]	f [mm]
I	1 ÷ 10	644 (115)	176 (46)	1,29 (0,23)
II	11 ÷ 20	569 (68)	149 (24)	1,14 (0,14)
III	21 ÷ 30	560 (113)	157 (21)	1,09 (0,10)

Na podstawie uzyskanych wyników (rys. 4, tab. 1) stwierdzono, że największą wytrzymałością na zginanie charakteryzują się próbki z kości świeżej $R_{f,m} = 176$ MPa, a najmniejszą próbki z kości suszonej przez 30 dni $R_{f,m} = 149$ MPa. Największą strzałkę ugięcia f zaobserwowano dla próbek z grupy I, a najmniejszą z grupy III.



Rys. 5. Przykładowe charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe dla próbek:
a) ścisanych osiowo, b) ścisanych poprzecznie

Tabela 2. Parametry wyznaczone podczas statycznej próby jednoosiowego ścisania

Grupa	Numery próbek	F_m [N]	$R_{c,m}$ [MPa]
I _o	1 ÷ 10	3052 (804)	174 (72)
II _o	11 ÷ 20	2728 (630)	139 (22)
III _o	21 ÷ 30	2414 (436)	125 (16)
I _p	1 ÷ 8	1324 (341)	72 (15)
II _p	9 ÷ 16	2350 (80)	132 (11)
III _p	17 ÷ 24	1155 (135)	68 (9)

Na podstawie uzyskanych wyników (rys. 5a, tab. 2) dla próbek ścisanych osiowo stwierdzono, że największą wytrzymałością na ścisanie charakteryzują się próbki z kości świeżej $R_{c,m} = 174$ MPa, a najmniejszą próbki z kości moczonej $R_{c,m} = 125$ MPa. Podsumowując stwierdzono, że próbki z kości świeżej charakteryzują się największymi średnimi wartościami wyznaczonych parametrów. Na podstawie uzyskanych wyników (rys. 5b, tab. 2) dla próbek ścisanych poprzecznie zaobserwowano, że największą wytrzymałością na ścisanie charakteryzują się próbki z grupy II_p $R_{c,m} = 132$ MPa. Stwierdzono, że dla próbek suszonych przez 30 dni uzyskano największe średnie wartości wyznaczonych parametrów.

Porównując wyniki otrzymane dla próbek ścisanych osiowo oraz poprzecznie (tab. 2) stwierdzono, że próbki wycinane osiowo charakteryzują się większą wytrzymałością na ścisanie w stosunku do próbek wycinanych promieniowo. Największą wartość $R_{c,m}$ uzyskano dla próbek z grupy I_o $R_{c,m} = 174$ MPa, a najmniejszą dla próbek z grupy III_p $R_{c,m} = 68$ MPa – tendencja zgodna z prawem Wolffa [6].

5. OMÓWIENIE WYNIKÓW

Wartości wytrzymałości na zginanie wg autorów [7] (dla próbek o wymiarach 40 mm x 10 mm x 2 mm) bydłych kości udowych wynoszą: dla próbek z kości świeżej $R_{f,m} = 216$ MPa, dla próbek z kości suszonej przez 30 dni $R_{f,m} = 127$ MPa. Inne wyniki uzyskali autorzy [8], u których wartości wytrzymałości na zginanie dla próbek o wymiarach 60 mm x 10 mm x 4 mm wynosiły: dla próbek z kości świeżej $R_{f,m} = 193$ MPa, dla próbek z kości suszonej przez 68 dni $R_{f,m} = 172$ MPa, dla próbek z kości suszonej przez 68 dni, a następnie moczonej w roztworze Ringera przez 1 dzień $R_{f,m} = 177$ MPa. Porównując

otrzymane wyniki (dla próbek z grup: I $R_{f,m} = 176$ MPa, II $R_{f,m} = 149$ MPa, III $R_{f,m} = 157$ MPa) oraz wartości uzyskane przez autorów [7, 8] zaobserwowano, że największymi wartościami wytrzymałości na zginanie charakteryzują się próbki z kości świeżych.

Wykazano, że kierunek pobierania próbek wpływa na wytrzymałość. Stwierdzono, że większe wartości wyznaczonych parametrów uzyskano dla próbek wycinanych osiowo w stosunku do próbek wycinanych promieniowo (różnica ok. 100 MPa w wytrzymałości na ściskanie). Kości podczas chodzenia obciążane są osiowo, więc w tym kierunku wykazują większą wytrzymałość.

Największą wartość strzałki ugięcia uzyskano dla próbek z grupy I $f = 1,29$ mm, a najmniejszą dla próbek z grupy III $f = 1,09$ mm. Na tej podstawie stwierdzono, że próbki świeże wykazały większą elastyczność. Wg autorów [9] wartość strzałki ugięcia dla próbek z kości świeżej wynosiła $f = 0,35$ mm, a dla próbek z kości moczonej przez 30 dni w roztworze Ringera $f = 0,46$ mm, tym samym wykazali oni, że dla kości moczonych uzyskano większe wartości w stosunku do kości świeżych, co różni się od wyników badań otrzymanych podczas realizacji pracy. Rozbieżności te mogą wynikać ze zróżnicowanego czasu moczenia oraz geometrii próbek do badań.

6. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań oraz otrzymanych wyników potwierdzono, że kości cechuje anizotropia – większą wytrzymałością charakteryzują się wzdłuż kości. Wartości wytrzymałości na zginanie są większe w odniesieniu do wytrzymałości na ściskanie w każdej grupie badawczej. Największymi wartościami własności wytrzymałościowych charakteryzują się kości świeże. Zarówno proces suszenia, jak i moczenia wpływają na zmiany wartości wyznaczanych parametrów. Ostatecznie stwierdzono, że na porównywalność oraz jakość wyników wpływa przygotowanie, warunki przechowywania oraz geometria przygotowanych próbek.

LITERATURA

- [1] Będziński R., Gawin E., Badanie właściwości mechanicznych struktur tkankowych [w:] Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, pod red. Nałęcz M., tom 5 Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna, Warszawa, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, 2004.
- [2] Norma PN-EN ISO 10993-1: Biologiczna ocena wyrobów medycznych. Ocena i badanie
- [3] Piątek A., Kromka-Szydek M.: Badania własności mechanicznych tkanki kostnej zwierzęcej w kontrolowanych warunkach procesu suszenia i moczenia, XI Konferencja Naukowa Majówka Młodych Biomechaników im. prof. Dagmary Tejszerskiej, Ustroń, 2014, s. 103-104.
- [4] Norma PN-EN 658-3:2004: Techniczna ceramika zaawansowana. Właściwości mechaniczne ceramiki monolitycznej w temperaturze pokojowej. Oznaczanie wytrzymałości na zginanie.
- [5] Norma PN-EN 658-2:2004: Techniczna ceramika zaawansowana. Mechaniczne właściwości kompozytów ceramicznych w temperaturze pokojowej. Oznaczanie właściwości przy ścisaniu.
- [6] Tejszerska D., Switoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka, Wyd. 1, Radom, Instytut Technologii Eksploatacji – PIB, 2011, s. 38-41.

- [7] Kajzer A., Kajzer W., Basiaga M., Kuna E.: Badania własności mechanicznych kości wołowych i wieprzowych, *Engineering of Biomaterials*, vol. 16, 2013, s. 45-50.
- [8] Rabij K., Kajzer A., Kajzer W.: Badanie własności mechanicznych bydlęcych kości udowych, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 9, 2015, s. 105-110.
- [9] Sadowska J., Kromka-Szydek M.: Zmiany własności mechanicznych kości zwierzęcych w zależności od stopnia nawilżenia preparatu, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 6, 2012, s. 111-116.

MECHANICAL PROPERTIES OF FEMORAL BOVINE BONES WITH VARYING DEGREES OF HYDRATION

Abstract: The aim of the study was to determine the mechanical properties of femoral bovine bones with varying degrees of hydration. During the execution of the work conducted the static three-point bending test and a static uniaxial compressive test. Consequently, we determined the values of bending strength and ultimate compressive strength for all research groups. It was stated that the degree of hydration and direction of sampling significantly alters the study's strength parameters.

Agnieszka WASILEWSKA¹

¹Katedra Automatyki i Robotyki, Politechnika Białostocka, Białystok

CZYNNIKI WPLYWAJĄCE NA POMIAR TERMOWIZYJNY W REUMATOIDALNYM ZAPALENIU STAWÓW

Streszczenie: Reumatoidalne Zapalenie Stawów (RZS) jest chorobą o podłożu autoimmunologicznym obejmującą wiele stawów, która objawia się między innymi w postaci hipertermii powierzchni skóry. Celem pracy było zbadanie czynników wpływających na termowizyjny pomiar temperatury stawów pacjentów z RZS. Istotnie statystycznie różnice zaobserwowano dla takich czynników jak: wiek, płeć i czas trwania choroby.

Słowa kluczowe: reumatoidalne Zapalenie Stawów, termowizja, temperatura

1. WSTĘP

Reumatoidalne Zapalenie Stawów (RZS) jest chorobą o podłożu autoimmunologicznym obejmującą wiele stawów. W przebiegu choroby błona maziowa ulega zapaleniu i staje się pogrubiona, co objawia się w postaci: sztywności porannej, obrzęku, bólu i hipertermii powierzchni skóry. Postępująca odpowiedź zapalna prowadzi do zniszczenia chrząstki i kości oraz niepełnosprawności funkcjonalnej. Obecnie dostępne są różne techniki obrazowania służące ocenie stopnia aktywności choroby. Badanie rentgenowskie wykorzystywane jest do wykrywania uszkodzeń tkanki kostnej, ale nie jest to metoda wystarczająco czuła we wczesnych stadiach choroby. Ultrasonografia umożliwia identyfikację zapalenia błony maziowej w stadium poprzedzającym procesy erozyjne kości, natomiast wadą jest możliwe ryzyko uzyskania różnych wyników przez osoby wykonujące badanie [1]. Rezonans magnetyczny umożliwia ocenę zarówno tkanek miękkich jak i kości, jego ograniczeniem są zaś wysokie koszty badania. Termografia w podczerwieni zapewnia wymierny pomiar intensywności toczącego się procesu zapalnego oraz udziału poszczególnych stawów w przebiegu Reumatoidalnego Zapalenia Stawów. Diagnostyka termograficzna w tej chorobie polega na detekcji promieniowania podczerwonego emitowanego przez skórę pacjenta w obrębie stawów oraz porównaniu temperatury stawu objętego procesem zapalnym ze stawem nieobjętym chorobą. U zdrowych pacjentów średnia temperatura wewnątrz stawu wynosi średnio 33°C, natomiast u pacjentów z RZS z reguły jest ona o około 3 stopnie wyższa [2]. Ponadto technika ta jest pomocna przy ocenie skuteczności leczenia w zakresie redukcji intensywności toczącego się procesu zapalnego. Jest jednak wiele czynników wpływających na wynik pomiaru termowizyjnego w badaniach pacjentów z Reumatoidalnym Zapaleniem Stawów. Zatem celem niniejszego artykułu jest omówienie tych czynników w celu eliminacji ewentualnym błędów pomiarowych.

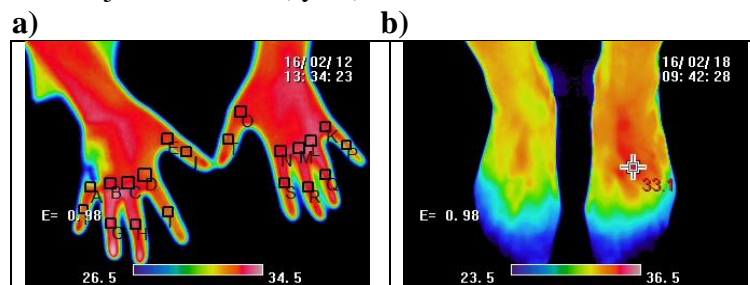
2. METODOLOGIA BADAWCZA

2.1. Grupa badawcza

Zebrano grupę 30 pacjentów z Reumatoidalnym Zapaleniem Stawów. Diagnozę przeprowadzono zgodnie ze standardami wytyczonymi przez American College of Rheumatology [3] oraz wykluczono choroby towarzyszące, które mogłyby mieć wpływ na wynik badania. Pacjenci zostali zidentyfikowani i wyselekcjonowani w Klinice Reumatologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku. Przeprowadzono ankietę w celu uzyskania podstawowych informacji o pacjentach (wiek, wysokość ciała, masa ciała, czynnik reumatoidalny (RF), przeciwciała przeciwcytrulinowe (anti-CCP)). Kryteria włączenia do badania stanowiły: wiek powyżej 18 lat, czas trwania choroby powyżej 1 roku. Kryteria wyłączenia z badania: wiek poniżej 18 lat i czas trwania choroby poniżej 1 roku. Uzyskano zgodę Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Medycznego w Białymstoku na przeprowadzenie eksperymentu. Zgodnie z deklaracją Helsińską pacjenci podpisali zgodę na udział w badaniu.

2.2. Protokół pomiaru

Termogramy zostały wykonane w pozycji siedzącej, w odległości 1,5 m od pacjenta, w temperaturze otoczenia 23°C. Użyto kamery termowizyjnej Thermo GEAR G100, NEC Avio. Dla uzyskania równowagi termicznej przed procedurą pomiarową pacjenci pozostawali w pomieszczeniu przez 15 minut. Zbadano temperaturę następujących stawów: nadgarstkowego, śródrečno-paliczkowego, międzypaliczkowych bliższych, międzypaliczkowych dalszych, skokowo-goleniowego, śródstopno-paliczkowego. Zdjęcia obu rąk i stóp wykonano jednocześnie (rys.1)



Rys. 1 Zdjęcie termograficzne: a) dłoni, b) stopy

Różnice temperaturowe pomiędzy grupami zostały ocenione za pomocą testu U-Manna Whitney'a. Wartość $p < 0,05$ uznano za istotną statystycznie. Do analiz użyto oprogramowania komputerowego Statistica 12.5 (StatSoft, Tulsa, OK, USA).

3. WYNIKI

Średnia wieku osób badanych wyniosła 56,8 lat (18,49), średnia masa ciała uczestników to 72,9 kg, średnia wysokość ciała -166,2 cm. Średni czas trwania choroby uczestników wyniósł 17,4 (15,06) lat (Tab.1).

Tabela 1. Dane demograficzne

	Wiek (w latach)	Masa ciała (w kg)	Wysokość ciała (w cm)	Czas trwania choroby (w latach)
Średnia	56,80	72,90	166,20	17,40
Odchylenie standardowe	18,49	10,91	7,15	15,06

Jednym z czynników wpływających na wynik pomiaru termowizyjnego w RZS jest wiek. Istotnie statystycznie różnice zaobserwowano pomiędzy grupą wiekową do 65 lat oraz pacjentami powyżej 65 roku życia. Różnice dotyczyły następujących stawów: międzypaliczkowych bliższych i międzypaliczkowych dalszych w obu dłoniach oraz w stawie śródstopno-paliczkowym stopy lewej. Temperatury wszystkich stawów były wyższe w przypadku drugiej grupy wiekowej. Można to wytłumaczyć większym nasileniem choroby u pacjentów chorujących przez dłuższy okres czasu. Dla tych dwóch grup zaobserwowano także różnice istotne statystycznie ze względu na czas trwania choroby (<5 lat i >5 lat). Zmierzone temperatury były wyższe dla grupy drugiej. Różnice w obrębie stawów międzypaliczkowych bliższych oraz międzypaliczkowych dalszych dłoni lewej i prawej przedstawiono w Tabeli 2. Różnice w obszarze stawów śródstopno-paliczkowych stopy lewej przedstawia Tab. 3

Tabela 2. Porównanie temperatury stawów ręki prawej i lewej u osób poniżej i powyżej 65 roku życia

Stawy	Ręka prawa			Ręka lewa		
	Grupa	Średnia (SD)	Porównanie <65 lat vs >65 lat	Grupa	Średnia (SD)	Porównanie <65 lat vs >65 lat
Śródrečno paliczkowe	<65 roku życia	30,23 (1,14)	-2,41	<65 roku życia	29,74 (0,38)	-2,92
	>65 roku życia	32,64 (0,66)		>65 roku życia	32,66 (1,21)	
Międzypaliczkowe bliższe	<65 roku życia	29,32 (1,26)	-3,83*	<65 roku życia	28,69 (0,51)	-4,68*
	>65 roku życia	33,15 (0,43)		>65 roku życia	33,37 (0,67)	
Międzypaliczkowe dalsze	<65 roku życia	28,49 (1,18)	-4,57*	<65 roku życia	27,89 (0,66)	-5,41*
	>65 roku życia	33,06 (0,38)		>65 roku życia	33,30 (0,75)	
Nadgarstkowe	<65 roku życia	30,71 (1,07)	-1,18	<65 roku życia	30,48 (1,65)	-1,82
	>65 roku życia	31,89 (1,09)		>65 roku życia	32,30 (1,57)	

*Różnica istotna statystycznie $p < 0,05$

Tabela 3. Porównanie temperatury stawów stopy lewej u osób poniżej i powyżej 65 roku życia

Stawy	Stopa lewa		
	Grupa	Średnia (SD)	Porównanie <65 lat vs >65 lat
Śródstopno-paliczkowe	<65 roku życia	28,61 (0,47)	-3,41*
	>65 roku życia	32,02 (0,62)	
Skokowo-goleniowy	<65 roku życia	30,22 (1,07)	-0,81
	>65 roku życia	31,03 (1,24)	

Kolejnym czynnikiem wpływającym na wynik pomiaru była płeć. W niniejszej pracy istotnie wyższe temperatury stawów międzypaliczkowych dalszych zanotowano w przypadku płci męskiej (tab.4). Wynik ten można uzasadnić wyższym tempem metabolizmu mężczyzn.

Tabela 4. Porównanie temperatury stawów stopy lewej u kobiet i mężczyzn

Ręka prawa			
Stawy	Grupa	Średnia (SD)	Porównanie: kobiety vs mężczyźni
Śródrečno paliczkowe	Kobiety	30,73 (0,43)	-1,24
	Mężczyźni	31,97 (0,48)	
Międzypaliczkowe bliższe	Kobiety	29,69 (0,74)	-2,27
	Mężczyźni	31,96 (0,52)	
Międzypaliczkowe dalsze	Kobiety	29,05 (0,39)	-2,58*
	Mężczyźni	31,63 (0,43)	
Nadgarstkowe	Kobiety	30,59 (0,90)	-1,86
	Mężczyźni	32,45 (0,87)	

*Różnica istotna statystycznie $p < 0,5$

Nie znaleziono istotnych statystycznie różnic pomiędzy pacjentami poddanymi terapii biologicznej a pacjentami leczonymi niebiologicznymi lekami modyfikującymi przebieg choroby. Oprócz omówionych w niniejszym artykule czynników w późniejszych pracach należy uwzględnić także inne, które mogą mieć wpływ na wynik pomiaru termograficznego w RZS: historia medyczna, zabiegi fizjoterapeutyczne: zastosowanie ciepła/ zimna, krioterapia, hydroterapia, masaż, czy ultradźwięki.

4. WNIOSKI

Zarówno czynniki środowiskowe jak i wrodzone mogą mieć wpływ na wynik pomiaru termowizyjnego w badaniu pacjentów z Reumatoidalnym Zapaleniem Stawów. Z niniejszych analiz wynika, że dłuższy czas trwania choroby może wiązać się z nasileniem procesów zapalnych w obrębie stawów, co manifestuje się ich podwyższoną temperaturą. U kobiet niższe tempo metabolizmu oraz grubsza warstwa tkanki tłuszczowej może maskować temperaturę wewnątrz stawu objętego zapaleniem. W celu pogłębienia wiedzy na temat czynników wpływających na pomiar termowizyjny w RZS niezbędne jest poszerzenie istniejących badań.

LITERATURA

- [1] Spalding S., Kwok K., Boudreau R., Enama J., Lunich J., Huber D., Denes L., Hirsch R.: Three-dimensional and thermal surface imaging produces reliable measures of joint shape and temperature: a potential tool for quantifying arthritis, *Arthritis Research & Therapy*, vol. 10 (R10), 2008, p. 1-9.
- [2] Kavuncu V., Evcik D.: Physiotherapy in Rheumatoid Arthritis, *Medscape General Medicine*, vol. 6(2), 2004, p. 3.
- [3] Tepperman S.P., Devlin M.: The therapeutic use of local heat and cold, *Canadian Family Physician*, vol. 3, 1986, p. 1110-1114.

FACTORS INFLUENCING THERMOGRAPHIC MEASUREMENT IN RHEUMATOID ARTHRITIS

Abstract: Rheumatoid arthritis is a chronic autoimmune disease affecting multiple joints, which manifests itself by hyperthermia of skin surfaces. The aim of the current study was to examine factors that influence thermovisual measurement in RA patients. Statistically significant differences were found for age, gender, and disease duration.

Klaudia WNEŹTRZAK¹, Marcin BASIAGA²

¹SKN Inżynierii Biomateriałów „Synergia”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

WPLYW PARAMETRÓW NANOSZENIA WARSTW TiO₂ METODĄ ALD NA ICH ADHEZJĘ DO METALICZNEGO PODŁOŻA

Streszczenie: W niniejszej pracy badano wpływ parametrów nanoszenia warstw TiO₂ metodą ALD na ich adhezję do metalicznego podłoża. Warstwa TiO₂ została naniesiona na próbki wykonane ze stali nierdzewnej 316 LVM polerowane elektrochemicznie oraz mechanicznie. Warstwy nanoszono z wykorzystaniem różnych zespołów parametrów nanoszenia, jakimi były zmienna ilość cykli nanoszenia oraz zmienna temperatura procesu. W celu badania adhezji naniesionych warstw do podłoża wykorzystano metodę scratch test. Podsumowując, badania wykazały, że najkorzystniejszym zespołem własności mechanicznych charakteryzowały się warstwy TiO₂ naniesione na stal 316 LVM metodą ALD w temperaturze 300°C w czasie 500 cykli.

Słowa kluczowe: Stal 316 LVM, TiO₂, ALD, Scratch test

1. WSTĘP

Jednym z wielu obszarów, którym zajmuje się inżynieria biomedyczna są implanty. Ogromny rozwój implantologii przyczynił się do stawiania implantom coraz to większych wymagań. Każdy dobrze wykonany implant, wszczepiony następnie w organizm ludzki, powinien być biofunkcjonalny, biogodny, powinien charakteryzować się biotolerancją, określonym zespołem własności mechanicznych, a co ważniejsze wysoką odpornością korozyjną [1-5]. Jednym ze stosowanych materiałów na implanty jest stal 316 LVM, którą cechują wyżej wymienione kryteria[1]. Jej charakterystyczną cechą, jest wysoka odporność korozyjna, jednak mimo to jest ona podatna na korozję wżerową oraz szczelinową w obecności jonów Cl⁻, które znajdują się w środowisku organizmu ludzkiego [1]. Dlatego też coraz częściej w celu poprawy odporności korozyjnej, przeprowadza się różnorakie modyfikacje powierzchni poprzez nanoszenie na powierzchnię cienkich warstw, które są słabo rozpuszczalne oraz zatrzymują przenikanie niekorzystnych jonów z materiału do organizmu ludzkiego. W tym celu stosowane są różne warstwy powierzchniowe jak np. TiO₂ lub SiO₂, nanoszone różnymi metodami takimi jak CVD, PVD, czy zol-żel [6-14].

Dane literaturowe pozwalają dostrzec ogromne zainteresowanie warstwą TiO₂ dzięki jej dobrym właściwościom fizykochemicznym, w zakresie biomedycznym. Przeprowadzane są badania odporności korozyjnej, zwilżalność powierzchni, mikrostruktury i grubość warstwy, jednakże niewiele miejsca poświęca się zagadnieniom związanym z własnościami mechanicznymi warstw tlenkowych.

Obecnie jedną z najczęściej stosowanych metoda nanoszenia warstw tlenkowych jest metoda ALD (Atomic Layer Deposition) - metoda chemicznego osadzania cienkich warstw atomowych z fazy gazowej. Charakteryzuje się ona powtarzalnością procesu, możliwością osadzania bardzo cienkich warstw rzędu kilku nanometrów oraz możliwością osadzania warstw w niskich temperaturach [8-14].

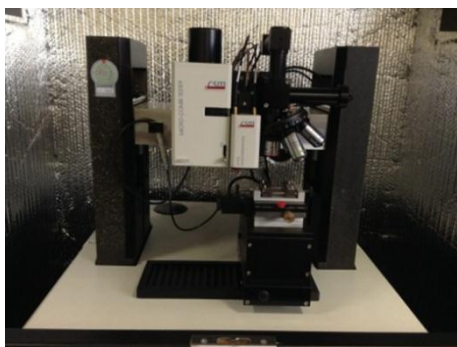
Dlatego też, w niniejszej pracy, podjęto próbę oceny własności mechanicznych warstwy TiO_2 nanoszonej metodą ALD na stal 316LVM. W ramach oceny własności mechanicznych przeprowadzono badania adhezji warstw do podłoża.

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

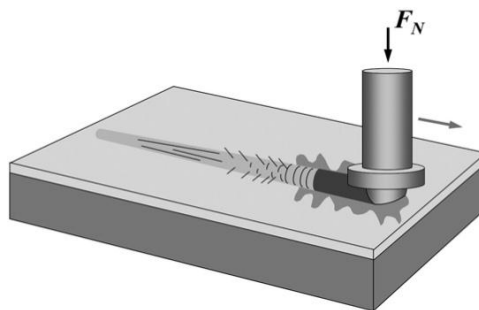
Materiał do badań stanowiła stal 316LVM w stanie umocnionym w postaci pręta o średnicy 14mm. Przesycony uprzednio pręt został pocięty na krążki o grubości 3mm. Tak przygotowane próbki zostały następnie poddane obróbce powierzchniowej. Część próbek polerowano mechanicznie na tarczach polerskich zwilżanych tlenkiem krzemu, a część elektrochemicznie w roztworze fosforowo-siarkowym w temperaturze 50°C w czasie $t=1,5\text{min}$, przy gęstości prądu $j=10\div 30\text{A/cm}^2$. Następnie próbki pasywowano chemicznie w 45% roztworze HNO_3 , w temperaturze $T=60^\circ\text{C}$, w czasie $t=60\text{minut}$. Ostatnim etapem było nanoszenia warstwy TiO_2 metodą ALD z wykorzystaniem dwóch prekursorów - TiCl_4 oraz H_2O , wprowadzanych do komory naprzemiennie. W pierwszej kolejności zastosowano zmienną liczbę cykli 500, 1250 oraz 2500 oraz stałą dla wszystkich wariantów temperaturę $T = 200^\circ\text{C}$, następnie po wykonaniu badań i po wytypowaniu najlepszego wariantu (ilość cykli nanoszenia), nanoszono warstwy ze stałą ilością cykli i zmienianą temperaturą.

Badania adhezji do podłoża analizowanych warstw przeprowadzono za pomocą metody zarysowania (scratch test) z wykorzystanie platformy otwartej wyposażonej w MicroCombi Tester produkowany przez firmę CSM. Badanie wykonano z wykorzystaniem wgłębnika w postaci diamentowego stożka (Rockwella) ze stopniowo wzrastającą siłą obciążająca – Rys.1. Miarą adhezji warstw do podłoża jest siła krytyczna powodująca najpierw pęknięcie warstwy – L_{C1} , a następnie jej zniszczenie L_{C2} . Oceny siły krytycznej dokonano na podstawie zarejestrowanych zmian siły emisji akustycznej, siły tarcia, współczynnika tarcia oraz obserwacji mikroskopowych na mikroskopie będącym integralną częścią platformy. Badanie przeprowadzono przy wzrastającej sile obciążającej 0.03-25N, szybkością przesuwu stolika 1.2mm/min, szybkością obciążania stolika 10N/min oraz długością zarysowania 3 mm.

a)



b)



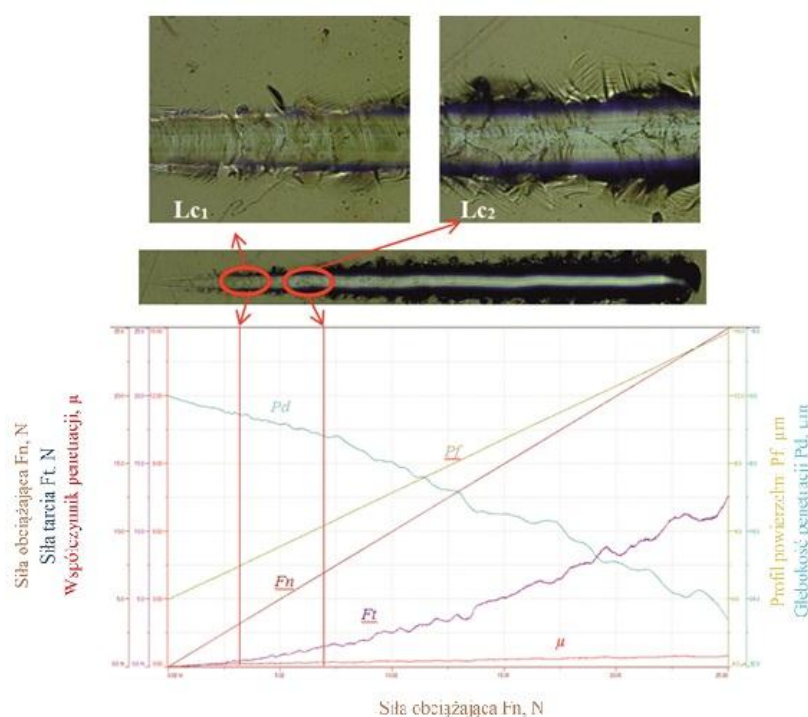
Rys. 1. Scratch test: a) stanowisko do badań, b) schemat metody zarysowania

3. WYNIKI BADAŃ

W pierwszej kolejności wykonano badania dla warstw TiO₂ naniesionych ze zmienną ilością cykli nanoszenia wynoszącą 500, 1250, 2500 i temperaturą procesu 200°C. Wartości uzyskanych sił powodujących odprysk L_{C1} oraz delaminację warstwy L_{C2} zostały zestawione w Tabeli 1 oraz na Rys.2. Badania warstwy TiO₂ wykazały, że spośród próbek polerowanych elektrochemicznie największą adhezją charakteryzowały się próbki z warstwą TiO₂ naniesioną przy 500 cyklach. Dla tego przypadku wartość siły krytycznej wynosiła L_{C1}=3,88N oraz L_{C2}=6,8N, natomiast najmniejsza wartość siły krytycznej zaobserwowano w przypadku próbek z warstwą TiO₂ naniesioną przy 2500 cyklach procesu. Wartość siły krytycznej w tym przypadku wynosiła odpowiednio L_{C1}=0,99N oraz L_{C2}=3,63N. Podobną tendencję zaobserwowano w przypadku próbek uprzednio polerowanych mechanicznie. Dla każdego wariantu próbek nie wystąpił sygnał emisji akustycznej co świadczy o tym, że energia wiązania między powłoką a podłożem była zbyt niska

Tabela 1. Wyniki badania adhezji do podłoża warstwy TiO₂ naniesionej metodą ALD przy stałej temperaturze nanoszenia i różnej ilości cykli

Modyfikacja powierzchni	Nr. próbki	Temp. [°C]	Ilość cykli	Średnia L _{C1} , [N]	Odch. stand.	Średnia L _{C2} , [N]	Odch. stand.
Polerowane elektrochemicznie	T01E	200	500	3,88	0,52	6,8	1,28
	T02E		1250	1,62	0,31	6,14	0,29
	T03E		2500	0,99	0,27	3,63	0,53
Polerowane mechanicznie	T01P	200	500	2,9	0,29	6,91	0,85
	T02P		1250	2,04	0,3	6,57	0,96
	T03P		2500	0,42	0,42	1,73	0,41



Rys. 2. Przykładowe wyniki badań adhezji próbki 316 LVM polerowanej elektrochemicznie z warstwą TiO₂ naniesioną metodą ALD przy 500 cyklach procesu w temp 200C (F_t – siła tarcia, F_n – siła obciążająca, P_f – profil powierzchni, P_d – głębokość penetracji, μ - współczynnik penetracji)

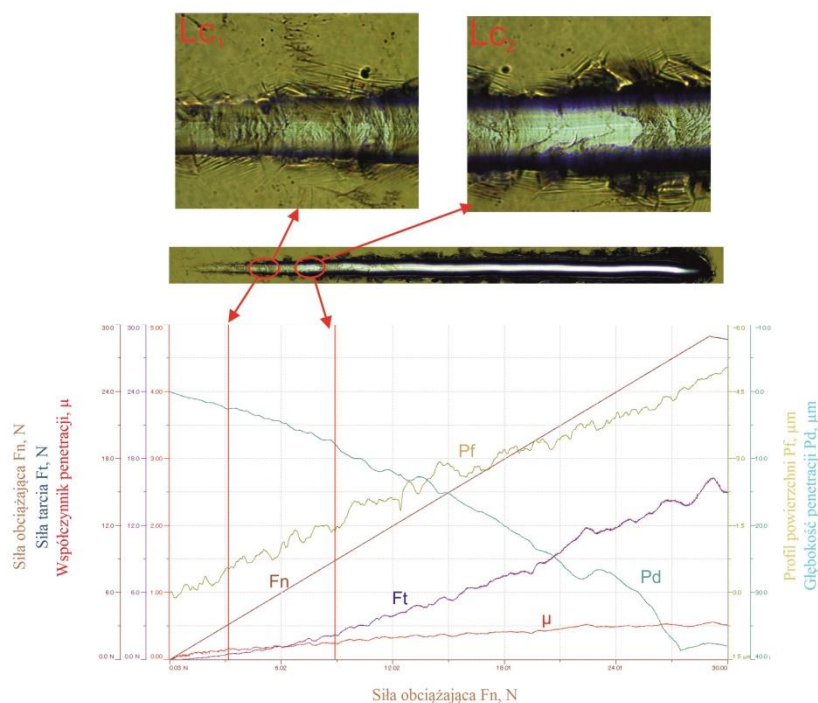
Przeprowadzone badania adhezji wykazały, że najkorzystniejszym zespołem własności mechanicznych charakteryzuje się warstwa TiO₂ naniesiona przy 500 cyklach niezależnie od zastosowanego procesu polerowania, dlatego też w dalszej kolejności badaniu poddano

próbki z warstwami naniesionymi przy 500 cyklach procesu, w różnych temperaturach wynoszących odpowiednio $T = 100, 300$ i 400°C .

Wyniki badań adhezji dla zmiennej temperatury procesu $T = 100, 300$ i 400°C oraz stałej ilości cykli nanoszenia wynoszącej 500 zostały przedstawione w Tabeli 2 oraz na Rys. 3. Wyniki wykazały, że największą adhezją do podłoża ze stali 316LVM charakteryzowały się próbki polerowane elektrochemicznie z warstwą TiO_2 nanoszoną w temperaturze 300°C . W tym przypadku wartość siły krytycznej, będąca miarą adhezji, wynosiła odpowiednio $L_{c1}=4,20\text{N}$, $L_{c2}=8,36\text{N}$, natomiast najgorszą adhezją charakteryzowały się próbki z warstwą nanoszoną w temperaturze 400°C , gdzie wartości siły krytycznej wynosiły $L_{c1}=0,39\text{N}$, a $L_{c2}=3,15\text{N}$. Podobną tendencję wykazywały próbki poddane procesowi polerowania mechanicznego. W tym przypadku również niezależnie od rodzaju próbek nie wystąpił sygnał emisji akustycznej co świadczy o tym, że energia wiązania między powłoką a podłożem była zbyt niska.

Tabela 2. Wyniki badania adhezji do podłoża warstwy TiO_2 naniesionej metodą ALD przy stałej ilości cykli nanoszenia i różnej temperaturze

Modyfikacja powierzchni	Nr. próbki	Ilość cykli	Temp. [$^{\circ}\text{C}$]	Średnia L_{c1} , [N]	Odch. stand.	Średnia L_{c2} , [N]	Odch. stand.
Polerowane elektrochemicznie	T04E	500	100	1,06	0,25	5,33	0,66
	T01E		200	3,88	0,52	6,8	1,28
	T05E		300	4,20	0,85	8,36	0,68
	T06E		400	0,39	0,12	3,15	1,79
Polerowane mechanicznie	T04P	500	100	1,71	0,44	4,56	0,86
	T01P		200	2,90	0,29	6,57	0,85
	T05P		300	2,92	0,19	7,83	0,72
	T06P		400	2,91	1,44	7,44	0,22



Rys. 3. Przykładowe wyniki badań adhezji próbki 316 LVM polerowanej elektrochemicznie z warstwą TiO_2 naniesioną metodą ALD w temperaturze 300°C z ilością cykli 500 (F_t – siła tarcia, F_n – siła obciążająca, P_f – profil powierzchni, P_d – głębokość penetracji, μ – współczynnik penetracji)

4. PODSUMOWANIE WYNIKÓW BADAŃ

O przydatności proponowanych sposobów modyfikacji powierzchni implantów oprócz odpowiedniej biokompatybilności decydują również własności mechaniczne warstwy powierzchniowej. Jedną z ważnych cech jest odpowiednia adhezja warstwy do podłoża. Wyznaczenie wielkości opisujących tą własność jest przydatne dla optymalizacji procesu wytwarzania oraz doboru odpowiedniej metody nanoszenia warstw powierzchniowych. Dane literaturowe wskazują na szereg nie zdefiniowanych zjawisk towarzyszących wytwarzaniu powłok tlenkowych metodą ALD [8-14] na powierzchniach biomateriałów metalowych. Wciąż nierozwiązanym problemem pozostaje dobór odpowiednich parametrów wytwarzania powłok, jak i kompleksowych badań pokazujących pełną charakterystykę ich zachowania w warunkach implantacji oraz długotrwałego kontaktu ze środowiskiem tkankowym podczas użytkowania implantu. Stąd też celem zrealizowanych badań była ocena wpływu zróżnicowanych parametrów nanoszenia warstw TiO₂ naniesionych metoda ALD na ich adhezję do podłoża ze stali 316LVM. W ramach oceny własności mechanicznych w pracy przeprowadzono badania przyczepności warstw do metalicznego podłoża (scratch test). Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono zróżnicowane wyniki adhezji tak naniesionych warstw w zależności od zastosowanych parametrów nanoszenia. Stwierdzono, że wraz ze wzrostem ilości cykli, adhezja warstw TiO₂ naniesionych na podłożu ze stali 316 LVM była mniejsza niezależnie od zastosowanego polerowania. Świadczą o tym wyznaczone rodzaje uszkodzeń (Lc_1 i Lc_2) przedstawiono w Tabeli 1 i 2. Wyniki uzyskane przez autorów Zhonga, Jaworskiego i Marina [12-14] również wskazują na zbliżoną zależność. Dla każdego przypadku niezależnie od zastosowanego wariantu nie wystąpił sygnał emisji akustycznej co świadczy o tym, że energia wiązania między powłoką a podłożem była zbyt niska. Nie stwierdzono również istotnych różnic w przyczepności warstwy TiO₂ w zależności od zastosowanego polerowania mechanicznego czy elektrochemicznego.

Podsumowując, najkorzystniejszą adhezją do metalicznego podłoża niezależnie od zastosowanego polerowania charakteryzowały się warstwy TiO₂ naniesione na stal 316 LVM metodą ALD w temperaturze 300°C przy 500 cyklach nanoszenia.

LITERATURA

- [1] Marciniak J.: Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2013.
- [2] Cicha I., Singh R., Garlich Ch., Alexiou Ch.: Nano-biomaterials for cardiovascular applications: Clinical perspective, *Journal of Controlled Release*, vol. 229, 2016, p. 23–36.
- [3] Zavaglia C.A., Prado da Silva M.H.: Feature Article: Biomaterials, *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering*, 2016, p. 1-5.
- [4] Chen Q., Thouas G.: Metallic implant biomaterials, *Materials Science and Engineering*, vol. 87, 2015, p. 1–57.
- [5] Kulnits I.: Biomaterials and their applications in medicine, *Regulatory Affairs for Biomaterials and Medical Devices*, 2015, p. 1–10.
- [6] Owens G., Singh R., Foroutan F., Alqaysi M., Han Ch., Mahapatra Ch., Kim H., Knowles J.: Sol–gel based materials for biomedical applications, *Progress in Materials Science*, vol. 77, 2016, p. 1–79.
- [7] Hübsch C., Dellinger P., Maier H.J., Stemme F., Bruns M., Stiesch M., Borchers L.: Protection of yttria-stabilized zirconia for dental applications by oxidic PVD coating, *Acta Biomaterialia*, vol. 11(1), 2015, p.488-493.

- [8] Purniawan A., French P.J., Pandraud G., Sarro P.M.: TiO₂ ALD Nanolayers as Evanescent Waveguide for Biomedical Sensor Applications, *Procedia Engineering*, vol. 5, 2010, p.1131–1135.
- [9] Bilo F., Borgese L., Prost J., Rauwolf M., Turyanskaya A., Wobruschek P., Kregsamer P., Strelcić C., Pazzaglia U., Depero L.E.: Atomic layer deposition to prevent metal transfer from implants: an X-Ray Fluorescence study, *Applied Surface Science*, vol. 202, 2015, p. 36-42.
- [10] Marin E., Guzman L., Lanzutti A., Ensinger W., Fedrizzi L.: Multilayer Al₂O₃/TiO₂ Atomic Layer Deposition coatings for the corrosion protection of stainless steel, *Thin Solid Films*, vol. 522, 2012, p. 283–288.
- [11] Basiaga M., Jendruś R., Walke W., Paszenda Z., Kaczmarek M., Popczyk M.: Influence of surface modification on properties of stainless steel used for implants, *Archives of Metallurgy and Materials*, vol. 60(4), 2015, p. 2356-2362.
- [12] Zhong Q., Yan J., Qian X., Zhang T., Zhang Z., Li A.: Atomic layer deposition enhanced grafting of phosphorylcholine on stainless steel for intravascular stents, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, vol. 121, 2014, p. 238-247.
- [13] Jaworski R., Pawlowski L., Roudet F., Kozerski S., Petit F.: Characterization of mechanical properties of suspension plasma sprayed TiO₂ coatings using scratch test, *Surface & Coatings Technology*, vol. 202, 2008, p. 2644-2653.
- [14] Marin E., Lanzutti A., Lekka M., Guzman L., Ensinger W., Fedrizzi L.: Chemical and mechanical characterization of TiO₂/Al₂O₃ atomic layer depositions on AISI 316 L stainless steel, *Surface & Coatings Technology*, vol. 211, 2012, p. 84-88.

STUDY OF INFLUENCE PARAMETERS APPLICATION LAYERS TiO₂ BY ALD METHOD ON THEIR ADHESION TO THE METTALIC SUBSTRATE

Abstract: In this study have been investigated influence of parameters applying layers of TiO₂ by ALD method on their adhesion to the metal substrate. TiO₂ layers was applied on the samples made of stainless steel 316 LVM polished electrochemically and mechanically. To deposition layers was using different combination of parameters, which as first were a variable number of cycles of application and variable temperature of process. Next was tested adhesion to the substrate by use of scratch test. The results of studies shown that the best values of mechanical properties characterized samples with layer of TiO₂ deposited on stainless steel by ALD method at temperature 300°C with 500 cycles.

Magdalena WOJTKÓW¹, Kinga KORCZ², Sylwia SZOTEK³

¹Katedra Inżynierii Biomedycznej, Mechatroniki i Teorii Mechanizmów, Politechnika Wrocławska, Wrocław

²Studenckie Międzywydziałowe Koło Naukowe Biomechaników, Politechnika Wrocławska, Wrocław

³Katedra Inżynierii Biomedycznej, Mechatroniki i Teorii Mechanizmów, Politechnika Wrocławska, Wrocław

OCENA POSTAWY CIAŁA I SYMETRII OBCIĄŻENIA STÓP U ZAWODNIKÓW UPRAWIAJĄCYCH STRZELECTWO SPORTOWE

Streszczenie: Sport od zawsze identyfikowany był jako czynnik działający prozdrowotnie na organizm. Jednak uprawianie sportu na poziomie zawodowym od najmłodszych lat, wiąże się także z negatywnymi skutkami, najczęściej dotyczącymi aparatu ruchu. Celem niniejszej pracy była ocena wpływu wyczynowego strzelectwa sportowego na zmiany powstające w obrębie postawy ciała oraz zaburzenia w rozkładzie obciążeń przenoszonych przez kończyny dolne.

Słowa kluczowe: strzelectwo sportowe, wady postawy, rozkład obciążeń stóp, metoda mory

1. WSTĘP

Aktywność fizyczna jest bardzo ważnym elementem życia, pozwalającym zarówno na zachowanie zdrowia oraz dobrej kondycji fizycznej jak i psychicznej. Powszechnie wiadomo, że regularne uprawianie sportu pozwala na poprawę samopoczucia oraz korzystnie wpływa na walkę z chorobami układu krążenia, nadwagą czy osteoporozą. Jednak pomimo korzyści wynikających z aktywności fizycznej, należy zwrócić uwagę na negatywne skutki dotyczące w szczególności układ kostny osób uprawiających sport wyczynowo [20].

Strzelectwo sportowe zakwalifikować można jako dyscyplinę sportową charakteryzującą się małą urazowością. Jednak wieloletnie uprawianie tej dyscypliny wiąże się z wielokrotnym przyjmowaniem przymusowej pozycji strzeleckiej, która charakteryzuje się asymetrycznym ustawieniem i obciążeniem ciała. Zarówno zakres ruchów jak i postawa ciała w strzelectwie sportowym jest nienaturalna, a obciążeniu podlega jedna strona ciała. Szczególnie wśród młodych zawodników, intensywne i częste treningi, nietypowa postawa ciała podczas oddawania strzałów czy zbyt ciężka broń, skutkować mogą nieodwracalnymi zmianami przeciążeniowymi i zwyrodnieniowymi układu kostnego. Młodzi zawodnicy uprawiający strzelectwo wyczynowo, będący jeszcze w okresie nie zakończonego okresu wzrostu kostnego, w którym kształtuje się postawa ciała, są w dużym stopniu narażeni na powstanie skrzywienia kręgosłupa oraz asymetrii ciała [19]. Wystąpienie przedstawionych nieprawidłowości w postawie strzelców wynika nie tyle ze startów w zawodach, ale jest związane z obciążeniem treningowym i przetrenowaniem zawodników [19][4]. Uzyskiwane wyniki, czyli dokładność strzelania uzależniona jest od stabilności postawy podczas strzału

oraz stabilności lufy broni [10][1]. Zarówno w strzelectwie jak i łucznictwie, aby uzyskać stabilność postawy oraz lufy karabinu (bądź łuku), ciało zawodnika przyjmuje postawę charakteryzującą się skurczem izometrycznym mięśni (generowane jest duże napięcie mięśniowe w celu utrzymania pozycji ciała) [5]. Efektem adaptacji do zwiększonych obciążeń obręczy barkowej (asymetryczne obciążenie wynikające z trzymanej broni) w obu grupach sportowych jest asymetria rozwoju mięśni barkowych oraz ramiennych [15].

Badania realizowane na strzelcach sportowych w dużej mierze skupiające się na badaniu stabilograficznym, były przeprowadzone przez licznych autorów. Analizowano wpływ stabilności postawy na uzyskiwane wyniki [10][9]. Herpin i wsp. [6] porównał stabilność postawy strzelców, szermierzy oraz grupy kontrolnej w różnych warunkach. Wykazali, iż w każdym warunkach, w jakich odbywały się pomiary, grupa strzelców osiągała najlepsze rezultaty stabilności postawy. Raty i wsp. [13] skupili się na porównaniu ruchomości kręgosłupa pomiędzy zawodowymi strzelcami, biegaczami długodystansowymi, piłkarzami nożnymi oraz osobami podnoszącymi ciężary. Badania nie wykazały różnicy w ruchomości kręgosłupa pomiędzy badanymi grupami. Badacze wysunęli wniosek, że ewentualne różnice w ruchomości kręgosłupa pomiędzy badanymi dyscyplinami mogą być spowodowane jedynie odpowiedzią na przebyte urazy, bądź przyspieszoną degeneracją narządu ruchu. Podjęto też, próby badania wad postawy występujące w grupie strzelców zawodowych [4] jednak według wiedzy autorów, nie istnieją prace identyfikujące występowanie wad postawy oraz zaburzenia obciążeń kończyn dolnych wynikające z asymetrycznego obciążania ciała podczas wielogodzinnych treningów.

Celem niniejszej pracy jest ocena wpływu wieloletniego treningu na zmiany powstające w obrębie ukształtowania postawy ciała oraz rozkładu obciążeń przenoszonych przez stopy zawodowych strzelców sportowych.

2. MATERIAŁ I METODA

W badaniach wzięły udział 23 osoby, wśród których znajdowało się 10 zawodników sekcji strzeleckiej WKS Śląsk Wrocław (5 kobiet, 5 mężczyzn) stanowiących grupę badawczą oraz 13 osób wchodzących w skład grupy kontrolnej (8 kobiet, 5 mężczyzn). Grupę kontrolną dobrano wiekowo, odpowiednio do grupy właściwej, zakwalifikowane osoby zadeklarowały swój tryb życia jako aktywny, co wynikało z okazjonalnego, rekreacyjnego uprawiania sportu. Grupę badawczą stanowili doświadczeni strzelcy sportowi ze średnim stażem zawodowych $7,7 \pm 3,0$ lat, aktywnie trenujący średnio $7,7 \pm 3,2$ godzin w tygodniu. Wszyscy uczestnicy poddani zostali badaniom antropometrycznym. Pomiar wysokości ciała wykonano przy użyciu wagi wyposażonej we wzrostomierz (WPT 60/150 OW, Radwag, Polska), natomiast masę ciała, BMI oraz zawartość tkanki tłuszczowej zmierzono wykorzystując analizator składu ciała (BC-601, Tanita, Japonia). Szczegółowe dane charakteryzujące poszczególne grupy przedstawiono w Tabeli 1.

Tabela 1. Dane antropometryczne osób biorących udział w badaniu

Grupa	Wiek [lata]	Wzrost [cm]	Waga [kg]	BMI [-]	Zawartość tkanki tłuszczowej [%]	Rozmiar buta [EU]
Strzelców (n=10)						
Średnia	21,1	172,4	72,0	24,1	20,3	41
SD	2,4	11,1	11,7	2,9	8,1	3
Kontrolna (n=13)						
Średnia	22,5	172,5	64,5	21,6	19,8	40
SD	2,5	10,6	9,5	9,5	9,8	4

SD, odchylenie standardowe

Każdy z badanych poddany został ocenie ukształtowania postawy ciała z wykorzystaniem metody mory. Pomiary przeprowadzono z użyciem urządzenia Mora4G (CQ Electronics System, Polska). Przed przystąpieniem do badania na powierzchni pleców wszystkich osób, w sposób nieinwazyjny, oznaczono charakterystyczne punkty antropometryczne [12]. Podczas pomiaru badani przyjmowali pozycję nawykową (swobodną, z poziomym ustawieniem miednicy), znajdowali się w odległości 2,6 metra od urządzenia pomiarowego. Na podstawie przeprowadzonego badania wyznaczono 6 parametrów określających postawę ciała w płaszczyźnie strzałkowej (Tabela 2), z wykorzystaniem których przeprowadzono klasyfikację postawy ciała badanych osób. W tym celu posłużono się metodą typologii Wolańskiego w modyfikacji Zeyland-Malawka [18], w której na podstawie obliczonej wartości współczynnika kompensacji MI (różnica pomiędzy kątem kifozy piersiowej a kątem lordozy lędźwiowej, $MI=KKP-KLL$) wyróżniono trzy zespoły typów postawy, z rozróżnieniem 3 podtypów w każdym zespole. Otrzymano następujące typy postawy: zespół typu kifotycznego (K, $MI \geq 4$) z typem KI, KII, KIII, zespół typu równoważnego (R, $-3 \leq MI \leq 3$) z typem RI, RII, RIII oraz zespół typu lordotycznego (L, $MI \leq -4$) z typem LI, LII, LIII [17]. Każdy z badanych poddany został trzykrotnemu pomiarowi. Następnie na podstawie wyznaczonych typów postawy, określono postawy ciała badanych jako prawidłowe (z wyróżnieniem postawy bardzo dobrej i dobrej) oraz nieprawidłowe (z wyszczególnieniem postawy wadliwej oraz złej). Klasyfikację przeprowadzono na podstawie kryteriów określonych przez Zeyland-Malawka [17][18].

Tabela 2. Charakterystyka parametrów analizowanych w pracy

	Nazwa analizowanego parametru	Skrót
Ukształtowanie postawy ciała	Kąt kifozy piersiowej	KKP
	Kąt lordozy lędźwiowej	KLL
	Kąt nachylenia odcinka lędźwiowo-krzyżowego	ALFA (α)
	Kąt nachylenia odcinka piersiowo-lędźwiowego	BETA (β)
	Kąt nachylenia górnego odcinka piersiowego	GAMMA (γ)
	Wskaźnik kompensacji	MI
Rozkład obciążeń stóp	Obciążenie całkowite stopy lewej	OCL
	Obciążenie przodostopia stopy lewej	OPL
	Obciążenie tylostopia stopy lewej	OTL
	Obciążenie całkowite stopy prawej	OCP
	Obciążenie przodostopia stopy prawej	OPP
	Obciążenie tylostopia stopy prawej	OTP
	Wskaźnik symetryczności obciążenia kończyn dolnych w stanie	WS

Badanie rozkładu obciążeń stóp przeprowadzono z wykorzystaniem platformy dynamometrycznej (FreeMed, Sensor Medica, Włochy). Podczas pomiarów badane osoby przyjmowały swobodną pozycję stojącą. Szerokość rozstawu kończyn dolnych oraz kąt rozwarcia stóp nie był wymuszony. Podczas pomiaru badani byli proszeni o nieporuszanie zarówno kończynami górnymi jak i głową. Ramiona zwiisały luźno wzdłuż tułowia, natomiast wzrok badanych miał być skierowany prosto przed siebie. Pięty znajdowały się na jednym poziomie, równoległe do tylnego brzegu platformy. Wykonywano kolejno 3 pomiary, każdy trwał po 10 s. Na podstawie każdego przeprowadzonego pomiaru wyznaczono 7 parametrów opisujących rozkład masy ciała pomiędzy stopą lewą oraz prawą (Tabela 2). W celu przeprowadzenia oceny symetryczności obciążenia kończyn dolnych, na podstawie uzyskanych danych obliczono wskaźnik WS, będący ilorazem wartości większego nacisku jednej ze stron ciała do nacisku mniejszego. Jako normę dla wartości WS przyjęto zakres $1 \div 1,15$ [7].

Wszystkie wyniki poddano analizie statystycznej (Statistica 10, StatSoft, USA) oraz przedstawiono w postaci wartości średnich wraz z odchyleniami standardowymi (SD). Wykorzystując test Shapiro-Wilka'a zbadano rozkład normalny analizowanych wyników. W celu porównania otrzymanych wyników pomiędzy grupą strzelców oraz grupą kontrolną przeprowadzono analizę statystyczną. W tym celu wykorzystano test t, analizę przeprowadzono na poziomie istotności $p=0,05$.

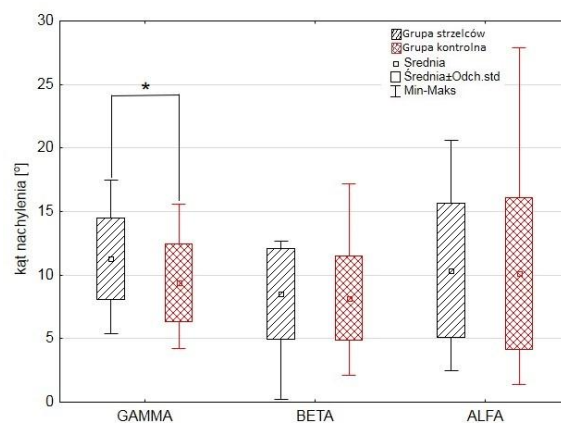
3. WYNIKI

Wartości średnie wraz z odchyleniami standardowymi (SD) dotyczące analizowanych parametrów ukształtowania postawy ciała oraz rozkładu obciążeń stóp (Tabela 2) przedstawiono w Tabeli 3.

Tabela 3. Wartości średnie wraz z odchyleniami standardowymi dotyczące analizowanych parametrów ukształtowania postawy ciała oraz rozkładu obciążeń stóp

Grupa	KKP	KLL	α	β	γ	MI	OCL	OPL	OTL	OCP	OPP	OTP	WS
Strzelców													
Średnia	19,8	18,9	10,4	8,5	11,3	0,9	50	47	53	50	46	54	1,12
SD	5,8	8,2	5,3	3,6	3,2	4,8	3	7	7	3	9	9	0,08
Kontrolna													
Średnia	17,6	17,9	9,7	8,2	9,4	0,2	48	51	49	52	53	47	1,11
SD	6,1	7,8	5,6	3,3	3,1	7,0	3	11	11	3	11	11	0,08
% różnicy	13	6	7	4	20	615	3	-8	9	-3	-13	15	1
Test t	n/a	n/a	n/a	n/a	$p<,05$	n/a	$p<,05$	n/a	n/a	$p<,05$	$p<,05$	$p<,01$	n/a

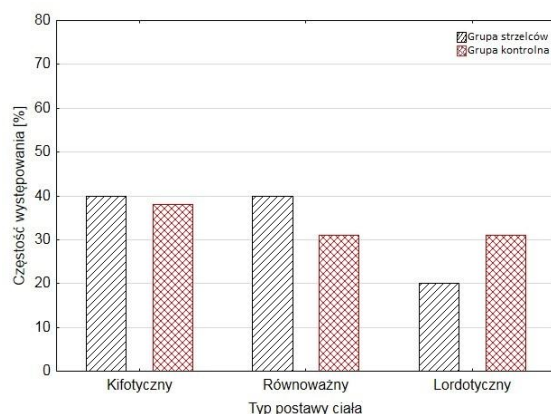
SD, odchylenie standardowe; n/a, brak różnic istotnych statystycznie



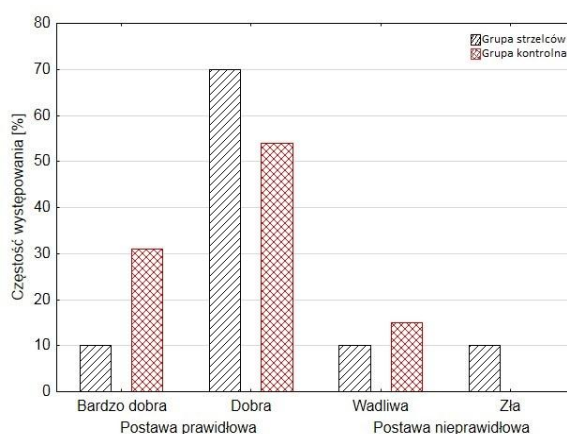
Rys. 1. Porównanie kątów nachylenia odcinków: lędźwiowo-krzyżowego (ALFA), piersiowo-lędźwiowego (BETA) oraz piersiowego (GAMMA) kręgosłupa w badanych grupach. *- różnice istotne statystycznie $p<0,05$

Otrzymane wartości kątów nachylenia poszczególnych odcinków kręgosłupa, wskazują na pogłębienie krzywizn kręgosłupa w odcinku piersiowym w grupie strzelców (Rysunek 1). Kąt GAMMA, określający nachylenie górnego odcinka piersiowego, u osób nieuprawiających sport wyniósł średnio $9,4^\circ$. W grupie strzelców zaobserwowano 20% wzrost tej wartości, kąt GAMMA wynosił $11,3^\circ$ (różnica istotna statystycznie, $p=0,024$). Kąt ALFA w grupie sportowców wynoszący $10,4^\circ$ był większy o 7%, dodatkowo wystąpiło 4% powiększenie wartości kąta BETA (brak różnic istotnych statystycznie). Otrzymane wartości parametru KKP (wyznaczone wg Zeyland-Malawka) wykazały, iż w grupie strzelców kąt ten jest większy o 13%, natomiast kąt KLL o 6%.

Szczegółowa analiza poszczególnych typów (Rysunek 2) oraz podtypów pozwoliła na dokładniejsze określenie postawy ciała badanych w poszczególnych grupach. W grupie strzelców równomiernie dominował zespół typu kifotycznego (KI, KII) oraz równoważnego (RI, RII). Każdy z przedstawionych typów postawy występował u 40% badanych strzelców. W mniejszości (20%) występował zespół typu lordotycznego. Średnio grupa ta, charakteryzowała się zespołem równoważnym typu pierwszego (RI). W grupie kontrolnej zaobserwowano bardziej równomierny rozkład wystąpienia wszystkich trzech zespołów ukształtowania postawy ciała z niewielką przewagą typu kifotycznego (KI). Grupa charakteryzowała się kolejno, w 38% typem kifotycznym oraz w 31% typem równoważnym oraz lordotycznym. Pozostałe typy postawy występowały w badanej grupie u 31% badanych. Grupa ta, tak samo jak grupa strzelców, średnio charakteryzowała się typem RI.



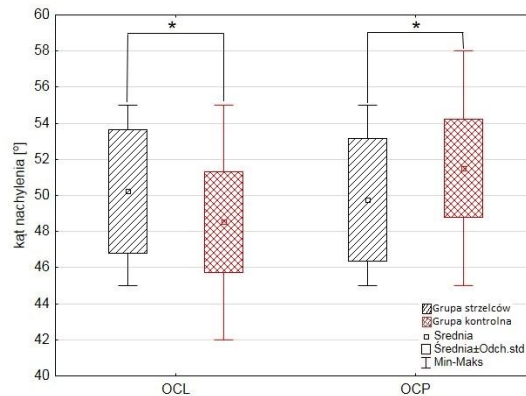
Rys. 2. Porównanie częstości występowania poszczególnych typów postawy ciała określonych według typologii Zayland-Malawka w badanych grupach



Rys. 3. Porównanie częstości występowania postaw prawidłowych (bardzo dobrych i dobrych) oraz nieprawidłowych (wadliwych i złych) w badanych grupach

Na podstawie uzyskanych wyników przeprowadzono klasyfikację ukształtowania postawy ciała badanych osób, określając ją jako postawę prawidłową (bardzo dobrą i dobrą) oraz nieprawidłową (wadliwą i złą) (Rysunek 3). W obu grupach, badani w większości charakteryzowali się prawidłową postawą ciała. W grupie strzelców prawidłową postawę ciała posiadało 80% osób, przy czym 10% charakteryzowało się postawą bardzo dobrą, natomiast 70% postawą dobrą. Wśród osób posiadających postawę nieprawidłową (20%), 10% badanych posiadało postawę wadliwą oraz tyle samo badanych postawę złą. W grupie kontrolnej 85% badanych posiadało postawę prawidłową (54% postawa dobra, 31% postawa bardzo dobra). Nie zaobserwowano natomiast występowania postawy nieprawidłowej- złej, u 15% występowała jedynie postawa nieprawidłowa- wadliwa.

Wśród strzelców zaobserwowano równomierne rozłożenie przenoszonej masy ciała pomiędzy kończyną dolną lewą oraz prawą (Rysunek 4). Analiza statystyczna wykazała istotne statystycznie różnice pomiędzy OCL ($p=0,035$) oraz OCP ($p=0,027$) w badanych grupach. Grupa strzelców w większym stopniu obciążała tyłostopie obu stóp (53% w stopie lewej oraz 54% w stopie prawej). Natomiast w grupie kontrolnej, obciążenie ciała w większym stopniu (średnio 52%) przenoszone było przez przodostopie. Pomiedzy obciążeniem przenoszonym przez przodostopie oraz tyłostopie prawej stopy obu grup wystąpiły różnice istotne statystycznie ($p=0,011$ dla OPP oraz $p=0,008$ dla OTP). Na podstawie uzyskanych wyników określono symetryczność przenoszenia obciążeń pomiędzy kończynami dolnymi. W obu grupach otrzymana wartość WS mieściła się w normie, średnio wyniosła 1,12 w grupie strzelców oraz 1,11 w grupie kontrolnej.



Rys. 4. Porównanie procentowego rozkładu obciążenia przenoszonego przez kończynę dolną lewą (OCL) oraz prawą (OCP) w badanych grupach. *- różnice istotne statystycznie $p<0,05$

W obu badanych grupach przeprowadzono korelację parametrów określających postawę ciała badanych oraz rozkład obciążenia masy ciała. W grupie strzelców zaobserwowano silną korelację pomiędzy obciążeniem przenoszonym przez poszczególne kończyny dolne a stażem uprawiania strzelectwa sportowego ($r=0,69$). Grupa ta wykazała także umiarkowaną korelację pomiędzy MI a procentowym obciążeniem przenoszonym przez kończyny dolne ($r=0,40$) oraz pomiędzy kątem ALFA a współczynnikiem WS ($r=0,42$). W grupie kontrolnej zaobserwowano korelację współczynnika WS z KKP (korelacja silna, $r=0,64$) oraz KKL (korelacja słaba, $r=0,52$). Dodatkowo WS koreluje także w sposób umiarkowany z kątem BETA ($r=0,55$) oraz GAMMA ($r=0,53$). Kąt GAMMA wykazał także umiarkowaną korelację z OCP oraz OCL ($r=0,58$).

4. DYSKUSJA

Otrzymane wyniki wykazują wzrost wartości kąta nachylenia górnego odcinka piersiowego w grupie strzelców sportowych, co odpowiada zwiększeniu wartości kąta kifozy piersiowej. Pozycja strzelecka wymusza zaokrąglenie pleców w odcinku piersiowym, które jest dodatkowo pogłębiane przez nienaturalne obciążenie górnej obręczy barkowej (trzymany pistolet). Wielokrotne powtarzanie takiej pozycji poskutkowało u badanych trwałym zwiększeniem pochylenia odcinka piersiowego kręgosłupa względem osi pionowej. Również Cichos i wsp. zaobserwowali najczęstsze występowanie nieprawidłowości w odcinku piersiowym strzelców (u 65% kobiet oraz 53% mężczyzn) [4]. Zidentyfikowane zmiany strukturalne w obrębie kręgosłupa strzelców są powiązane z bólami w obrębie obręczy barkowej oraz odcinka lędźwiowego kręgosłupa, bardzo często występującymi u strzelców zawodowych [19]. Lichota i wsp. zaobserwowali jednak, większe wartości nachylenia górnego odcinka piersiowego w grupie lekkoatletów ($12,4^{\circ}\pm 4,9^{\circ}$), u zawodników taekwondo ($13,7^{\circ}\pm 5,0^{\circ}$), piłkarzy ręcznych ($14,9^{\circ}\pm 5,8^{\circ}$) oraz siatkarzy ($15,2^{\circ}\pm 4,3^{\circ}$) [8]. Jak zaznacza

Zayland-Malawka, pomimo tego iż podjęcie intensywnej oraz ukierunkowanej aktywności fizycznej determinuje wielkość przednio-tylnych krzywizn kręgosłupa, nie musi być jednak czynnikiem decydującym o kształcie kolumny kręgosłupa [16].

Pomimo zaobserwowanego pogłębienia kifozy piersiowej w grupie strzelców względem grupy kontrolnej, jedynie u 20% strzelców zaobserwowano postawę nieprawidłową. Podobnie, w grupie kontrolnej, aż 85% badanych posiadało prawidłową postawę ciała. Warto jednak zaznaczyć, iż w grupie tej nie wystąpiła postawa nieprawidłowa- zła, a procent osób charakteryzujących się postawą prawidłową- bardzo dobrą był wyższy niż w grupie strzelców. Lichota i wsp. także zaobserwowali przewagę występowania postaw prawidłowych w grupie piłkarzy ręcznych oraz osób trenujących taekwondo [8]. Natomiast Barczyk-Pawelec i wsp. wykazali, iż piłkarki ręczne (zarówno młodsze jak i starsze stażem treningowym) w większości reprezentowały postawę nieprawidłową, przy czym postawa zła dominowała nad postawą nieprawidłową [2].

Analiza dotycząca rozkładu ciężaru ciała na stopach badanych wykazała, iż rozkładają oni ciężar prawie równomiernie pomiędzy przodostopie oraz tyłostopie obu stóp. W grupie strzelców zaobserwowano niewielką przewagę obciążenia przenoszonego przez tyłostopie (średnio 53,5%). Taki rozkład obciążenia wpływa na uzyskanie stabilnej pozycji, która jest jednym z kluczowych elementów techniki strzeleckiej. Przeprowadzone badanie koresponduje z wynikami uzyskanymi przez Herpin i wsp., potwierdzając, iż strzelcy charakteryzują się bardzo stabilną postawą ciała [6]. Dodatkowo uzyskane wyniki są zbieżne z wnioskami wysuniętymi przez Morton i wsp., którzy zauważyli, że rozkład obciążenia pomiędzy przodostopiem a tyłostopiem powinien być zbliżony do równomiernego [11]. Jednak jak pokazują badania przeprowadzone przez Cavanagh i wsp., w większym stopniu (60,5%) obciążenie przenoszone jest przez tyłostopie, natomiast przez śródstopie w 7,8%, a przodostopie w 31,7% [3]. Również Rodrigues i wsp. wykazali, że w większym stopniu obciążane jest tyłostopie (średnio 56,3%), co potwierdza występowanie prawidłowego wzorca przenoszenia obciążenia ciała u strzelców sportowych [14]. Natomiast w grupie kontrolnej, obciążenie przenoszone było w niewielkiej przewadze przez przodostopie. Uzyskany wynik różni się od przedstawionych schematów przenoszenia obciążeń ciała.

Uzyskana korelacja wykazała bardzo duży wpływ stażu treningowego na wielkość przenoszenia ciężaru ciała przez kończyny dolne. Badania wykazały, że im dłuższy jest staż treningowy, tym w większym stopniu obciążana jest prawa kończyna dolna. Zależność tą autorzy pracy powiązali z adaptacją organizmu do asymetrycznego obciążania ciała, zlokalizowanej właśnie po prawej stronie ciała.

Ograniczeniem przeprowadzonych badań jest mała liczba uczestników obu grup badawczych. Podczas przyszłych badań, pragniemy zwiększyć liczebność zarówno grupy strzelców jak i grupy kontrolnej, w celu zmniejszenia błędu analizowanych parametrów. Być może pozwoli to na uzyskanie większego zróżnicowania w występujących wadach postawy oraz rozkładzie obciążeń stóp.

LITERATURA

- [1] Baranowski T.: Nowoczesny trening strzelecki. Kształtowanie umiejętności celowania, Sport Wyczynowy, no.7-9, 2008, s.73-87.
- [2] Barczyk-Pawelec K., Giemza C., Jastrzębska R., Hawrylak A., Kaczkowska A.: Kształt krzywizn przednio-tylnych kręgosłupa w płaszczyźnie strzałkowej dziewcząt uprawiających piłkę ręczną, Acta Bio-Optica et Informatica Medica, vol. 18, no. 5, 2012, s. 237-242.
- [3] Cavanagh P.R., Rodgers M.M., Iiboshi A.: Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing, Foot & Ankle, vol. 7, no. 5, 1987, p. 262-276.
- [4] Cichos M., Żychliński W., Jerzemowski J.: Zmiany strukturalno-czynnościowe u obrębie kręgosłupa u młodych osób uprawiających strzelanie wyczynowe, Lekarz Wojskowy, vol. 90, no. 2, 2012, s. 151-154.

- [5] Galiabovitch V., McKean M.: The shooting posture explained, Australian Pistol Shooters Bulletin, 2004, no. 4.
- [6] Herpin G., Gauchard G.C., Lion A., Collet P., Keller D., Perrin P.P.: Sensorimotor specificities in balance control of expert fencers and pistol shooters, Journal of Electromyography and Kinesiology, no. 20, 2010, p. 162-169.
- [7] Kwolek A., Druzbicki M.: Ocena symetrii obciążenia kończyn dolnych i prędkości chodu chorych po udarze mózgu rehabilitowanych szpitalnie z wykorzystaniem platformy dynamometrycznej, Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego, no.1, 2005, s. 52-57.
- [8] Lichota M., Plandowska M., Mil P.: Kształt przednio-tylnych krzywizn kręgosłupa u zawodników uprawiających wybrane dyscypliny sportowe, Polish Journal of Sport and Tourism, no.11, 2011, s.112-121.
- [9] Lourenco C.P., Silva A.L.D.S.: Posture control and vestibular oculomotor system in pistol sport shooters, Revista Brasileira de Medicina do Esporte, vol.19, no.5, 2013, p. 313-316.
- [10] Mononen K., Konttinen N., Viitasalo J., Era P.: Relationship between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters, Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport, no.17, 2007, p.180-185.
- [11] Morton D.J.: The Human Foot: Its Evolution, Physiology, and Functional Disorders, New York, Hafner, 1935.
- [12] Mrozkowiak M.: Komputerowe badanie wad postawy ciała, Wychowanie Fizyczne i Zdrowotne, nr 6-7, 2003, s. 15-20.
- [13] Raty H.P., Battie M.C., Videman T., Sarna S.: Lumbar mobility in former elite male weight-lifters, soccer players, long-distance runners and shooters, Clinical Biomechanics, vol. 12, no. 5, 1997, p. 325-330.
- [14] Rodrigues S., Montebelo M.I.L., Teodori R.M.: Plantar force distribution and pressure center oscillation in relation to the weight and positioning of school supplies and books in student's backpack, Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 12, no. 1, 2008, s. 43-48.
- [15] Słoniewski J., Łagan S.: Asymetryczne wady postawy w obrębie obręczy barkowej i w kończynach górnych u zawodników trenujących łucznictwo oraz sposoby ich minimalizacji, Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 4, 2010, s. 167-172.
- [16] Zayland-Malawka E.: Poszukiwanie związku kształtu kręgosłupa z intensywną aktywnością ruchową, w: Postawa ciała człowieka i metody jej oceny, pod. red. Ślężyński W.J., Katowice, 1992, Akademia Wychowania Fizycznego w Katowicach, s. 87-98.
- [17] Zeyland-Malawka E.: Ćwiczenia korekcyjne, Wydawnictwo Uczelniane Akademii Wychowania Fizycznego i Sportu, Gdańsk, 2003.
- [18] Zeyland-Malawka E.: Klasyfikacja i ocena postawy ciała w modyfikacji metody Wolańskiego i Nowojorskiego Testu Klasyfikacji, Fizjoterapia, vol.7, nr 4, 1999, s. 52-55.
- [19] Zgorski A., Tkaczuk W.: Przyczyny urazów kręgosłupa u osób wyczynowo uprawiających strzelectwo sportowe i łucznictwo, Pedagogics, Psychology, Medical-Biological Problems of Physical Training and Sport, nr 18, 2005, s. 98-105.
- [20] Złotkowska R., Skiba M., Mroczek A., Bilewicz-Wyrozumska T., Król K., Lar K., Zbrojkiewicz E.: Negatywne skutki aktywności fizycznej oraz uprawiania sportu, Hygeia Public Health, vol. 50, no. 1, 2015, p. 41-46.

ASSESSMENT OF BODY POSTURE AND FEET LOAD DISTRIBUTION IN SPORT SHOOTERS

Abstract: Physical activities has wide range of positive effects on health, however in some cases it may cause negative influence regarding musculoskeletal system. The aim of this study was to evaluate body posture and changes in distribution of loading under the foot occurring during sport shooting.