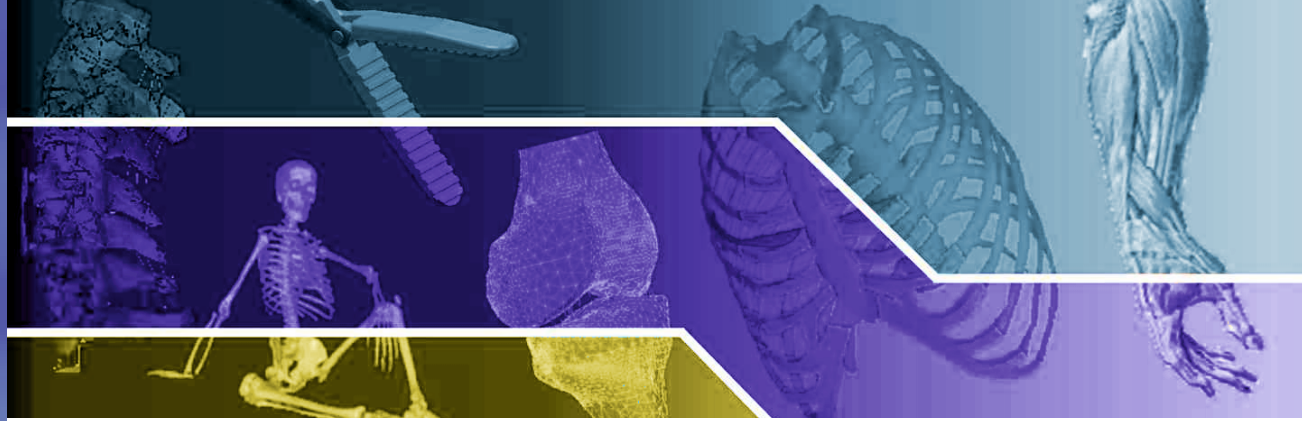


16/2018



Politechnika Śląska
KATEDRA BIOMECHATRONIKI

AKTUALNE PROBLEMY
BIOMECHANIKI

AKTUALNE PROBLEMY BIOMECHANIKI

ISSN 1898-763X

Zabrze 2018

16
2018

**POLITECHNIKA ŚLĄSKA
WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ
KATEDRA BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYTY NAUKOWE
KATEDRY BIOMECHATRONIKI**

ZESZYT nr 16
(grudzień 2018)

**AKTUALNE PROBLEMY
BIOMECHANIKI**

ZABRZE 2018

RADA PROGRAMOWA

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

REDAKCJA

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

ZESPÓŁ REDAKCYJNY

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

ISSN 1898-763X

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

Wszystkie artykuły umieszczone w niniejszym czasopiśmie są recenzowane.

ADRES REDAKCJI

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

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

SPIS TREŚCI

1. Drabek K., Lisoń J., Krawczyk C., Radwin E., Czerwik M.: Badania jakości kleszczy ekstrakcyjnych używanych w stomatologii.....5
2. Jarosz A., Balin A., Moćko K.: Analiza rozkładu naprężeń i odkształceń w modelu stawu biodrowego po zabiegu cementowej endoprotezoplastyki13
3. Jochymczyk-Woźniak K., Nowakowska K., Michnik R., Wolny S., Mikula B.: Biomechaniczna analiza chodu pacjentów zaopatrzonych w ortezę stawu skokowego – doniesienie wstępne21
4. Kieszczyńska K., Ciuraj M., Affanasowicz A., Doroniewicz I.: Przegląd nowych, powszechnie stosowanych skal oceny rozwoju niemowląt.....27
5. Zadoń H., Michnik R., Nowakowska K.: Wpływ uproszczeń stosowanych w procesie modelowania matematycznego na wartości obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego kręgosłupa.....33
6. Zapart M., Krawczyk C., Radwin E., Czerwik M., Sarraj S.: Ocena odporności korozyjnej stopu Ti-6Al-4V po obróbce strumieniowo-ściernej stosowanym w protetyce stomatologicznej.....41
7. Żelasko A., Mrowiec A., Światłoń M., Niedziela E., Walaszczyk M., Zielińska E., Łagan S.: Analiza porównawcza zwilżalności oraz swobodnej energii powierzchniowej aorty i wybranych materiałów stosowanych w kardiochirurgii – badania wstępne47
8. Żyłka M.: wykorzystanie układów pneumatycznych w urządzeniach rehabilitacyjnych53

**Katarzyna DRABEK¹, Julia LISOŃ², Cezary KRAWCZYK³, Ewa RADWIN³,
Marcelina CZERWIK³**

¹Centrum Stomatologii CONSALMED, Wrocław

²Studenckie koło naukowe SYNERGIA, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Zabrze

³Medyczna Szkoła Policealna Województwa Śląskiego im. prof. A. Cieszyńskiego Zabrze

BADANIA JAKOŚCI KLESZCZY EKSTRAKCYJNYCH UŻYWANYCH W STOMATOLOGII

Streszczenie: Celem badań była ocena jakości kleszczy ekstrakcyjnych stosowanych w stomatologii zgodnie z normą PN-EN ISO 9173-1:2006. W ramach badań przeprowadzone zostały badania metalograficzne mikroskopowe, pomiary twardości, obserwacje makroskopowe powierzchni, pomiary chropowatości powierzchni oraz odporności korozyjnej analizowanej postaci narzędzia. Analizowane kleszcze ekstrakcyjne kwalifikujemy do narzędzi nie spełniających określonych zaleceń, ponieważ nie uzyskało wyniku pozytywnego w jednym z wymienionych badań. Na podstawie obserwacji makroskopowych stwierdzono zróżnicowaną ilość rys, wgnieceń oraz wykruszeń.

Słowa kluczowe: kleszcze ekstrakcyjne, własności fizykochemiczne, jakość powierzchni

1. WSTĘP

Pierwsze wspomnienia na temat medycyny i narzędzi chirurgicznych można napotkać już w czasach prehistorycznych. Pierwotne ludy próbując leczyć swoich podopiecznych wzorowały się przede wszystkim na zachowaniu zranionych zwierząt, które samodzielnie usuwały ciała obce bądź pasożyty ze swoich organizmów. Do leczenia zaś stosowano wówczas produkty pochodzenia zwierzęcego takie jak: mleko, miód, tłuszcze, skórę sierść, rogi czy kopyta. Do oczyszczania i pozbywania się z organizmu ciał obcych, jako narzędzia służyły również ludzkie usta, palce czy paznokcie. Niektóre plemiona Indian południowo-amerykańskich zaczęły wykorzystywać do zamykania ran pewien gatunek mrówek i skarabeuszy. Kiedy ich szczęki łączyły obydwie brzozy rany, odrywano im główki, aby pełniły rolę klamerek. Metoda ta przez niektóre plemiona Indian jest stosowana do dnia dzisiejszego. W kolejnych latach dostrzeżono znaczną ewolucję narzędzi, wynikającą z nieudolności i nie wystarczającej długości dłoni i palców. Pierwsze narzędzia zostały wykonane na wzór przedmiotów stosowanych w rzemiośle. Były one wykonywane z kamienia, bambusa czy kości. Na przestrzeni wieków instrumentarium chirurgiczne zmieniało swoją postać konstrukcyjną, funkcjonalność, a także materiał z którego było wykonywane, wraz z postępem aktualnej wiedzy medycznej [1-15].

Instrumentarium stawało się co raz bardziej dopasowane pod względem geometrii, ergonomii czy zespołu własności mechanicznych do nowych, ciągle rozwijających się skomplikowanych technik operacyjnych. Wyróżnia się narzędzia specjalistyczne,

dostosowane do konkretnych działów medycyny. Wśród nich można wymienić narzędzia neurochirurgiczne, kardiochirurgiczne, ginekologiczne, stomatologiczne i wiele innych. Jednakże od zarania dziejów narzędzia chirurgiczne były i wciąż są najważniejszym elementem skutecznie przeprowadzonego zabiegu. Zaraz obok odpowiedniego, spersonalizowanego implantu, dopasowanego do konkretnego urazu czy wykwalifikowanego chirurga, specjalisty w danej dziedzinie medycyny, stanowią one swojego rodzaju gwarancję prawidłowego przebiegu operacji [16-23]

W obecnych czasach istnieje bardzo szeroki i zróżnicowany wybór narzędzi chirurgicznych. Pożądaną cechą każdego instrumentarium jest jego wysoka jakość. Osiągana jest ona dzięki stosowaniu do produkcji wysokiej jakości stali nierdzewnej, która zapewnia głównie odporność na korozję, ale również przekłada się na odpowiedni zespół własności wytrzymałościowych. Wiele narzędzi poddawane jest dodatkowo coraz to nowszym modyfikacjom czy procesom technologicznym, które mają na celu poprawę własności mechanicznych, a także przedłużenie żywotności. Dlatego też celem pracy była ocena jakości wytypowanej postaci kleszczy ekstrakcyjnych należących do grupy narzędzi chwytających [16-23].

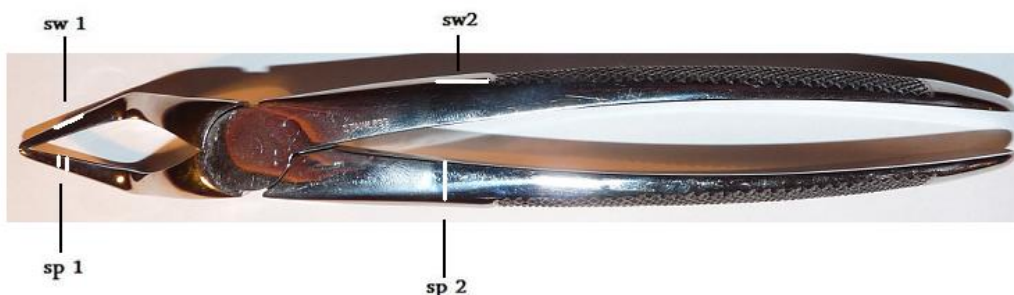
2. METODYKA BADAŃ

Do badań wytypowano instrumentarium chirurgiczne z grupy narzędzi chwytających a mianowicie kleszcze ekstrakcyjne. W celu oceny jakości kleszczy ekstrakcyjnych przeprowadzono następujące badania: składu chemicznego, metalograficzne mikroskopowe, własności mechanicznych, obserwacji makroskopowej powierzchni, chropowatości powierzchni, odporności korozyjnej.

Badanie składu chemicznego wykonano z wykorzystaniem spektrometru emisyjnego ze wzbudzeniem jarzeniowym. Metodą pozwalającą na określenie składu chemicznego było wypalanie w plazmie. Na początku do lampy RF dostarczono argon. Jego przyspieszone jony rozpyliły próbkę w celu wzbudzenia jej atomów dzięki zderzeniom z elektronami. Jest to efekt powstawania plazmy. Powstała plazma wytworzyła widmo, które uległo rozdzielaniu na siatce dyfrakcyjnej. Analizę przeprowadzono przy użyciu fotopowielaczy a skład określono z pomocą wzorców.

W celu oceny jakości powierzchni kleszczy ekstrakcyjnych w pierwszej kolejności przeprowadzono obserwacje makroskopowe. Badania prowadzono z wykorzystaniem mikroskopu stereoskopowego firmy ZEISS.

W dalszej kolejności przeprowadzono badania metalograficzne mikroskopowe celem ujawnienia struktury analizowanej postaci narzędzia. W ramach tych badań wykonano zglądy metalograficzne wzdłużne oraz poprzeczne z wytypowanych obszarów kleszczy ekstrakcyjnych – rys. 1. Przygotowane zglądy trawiono w odczynniku o składzie 100 ml alkoholu etylowego + 3 g FeCl₃ + 1,5 ml HCl. Tak przygotowane próbki obserwowano na mikroskopie świetlnym LEICA MEF4A w zakresie powiększeń 100÷1000x.



**Rys. 1. Kleszcze ekstrakcyjne z zaznaczonymi miejscami pobierania próbek:
sw1,sw2 – zglądy wzdłużne sp1,sp2 – zglądy poprzeczne.**

Następnie przeprowadzono badania twardości na zglądach wzdłużnych i poprzecznych (rys. 1) z wykorzystaniem metody Vickersa zgodnie z normą PN-EN ISO 6507-1:2007. Pomiary przeprowadzono na twardościomierzu DuraScan 50 firmy Struers przy obciążeniu 500 g.

Ponadto przeprowadzono również pomiary chropowatości powierzchni za pomocą profilometru Surtronic firmy Taylor Hobson, który jest wyposażony w diamentową głowicę. Dla kleszczy ekstrakcyjnych wykonano pomiary w różnych miejscach części chwytowej oraz roboczej. Wyznaczaną wielkością była średnia arytmetyczna odchylenia profilu nierówności od linii średniej Ra wg normy PN EN ISO 4287:1999.

Ostatnim etapem było badanie odporności na korozję kleszczy ekstrakcyjnych, które zostało przeprowadzone metodą kropelkową. Na odtłuszczoną powierzchnię kleszczy naniesiono kilka kropeł roztworu o następującym składzie: 1616g wody destylowanej, 57g kwasu siarkowego, 142 g siarczanu miedziowego i pozostawiono na 10 minut. Badanie wykonano w trzech wybranych miejscach w części roboczej oraz w części chwytowej – rys. 2. Po przeprowadzonym badaniu dokonano obserwacji powierzchni kleszczy na mikroskopie stereoskopowym.



Rys. 2. Badanie odporności na korozję w trzech wybranych miejscach

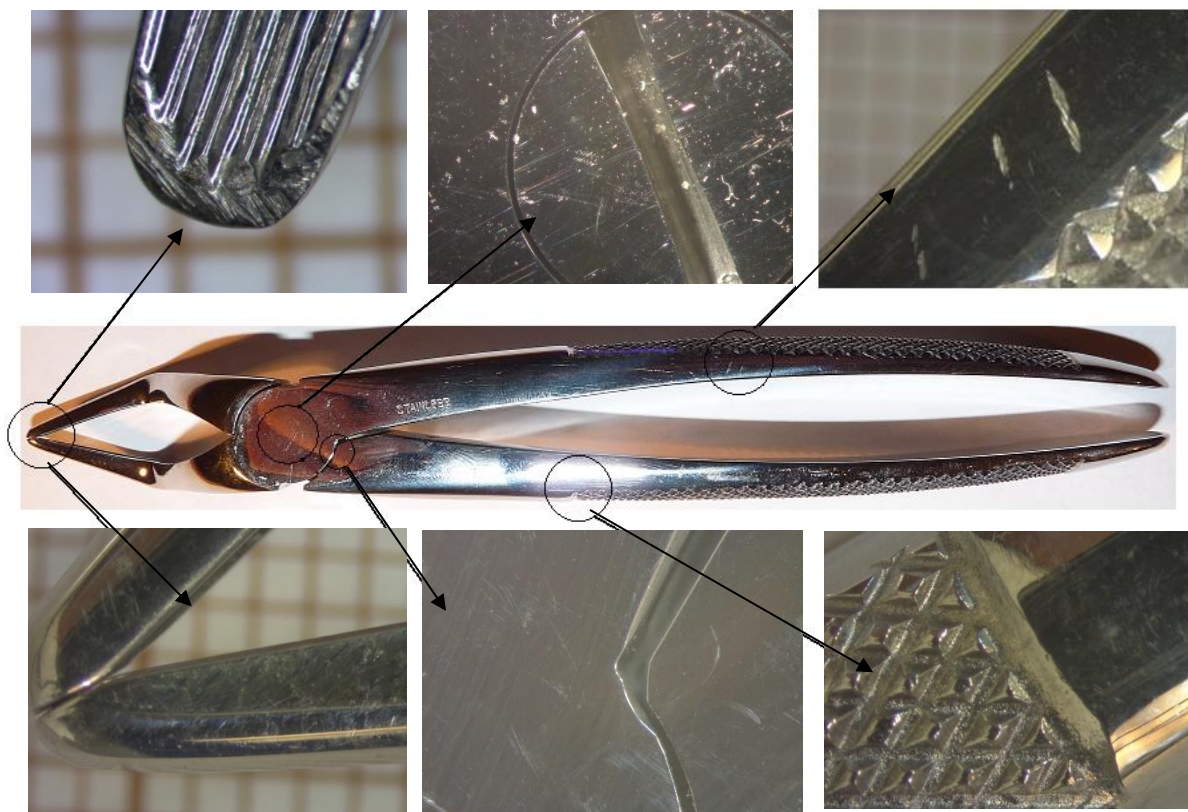
3. WYNIKI BADAŃ

Badania składu chemicznego materiału narzędzia przeprowadzono metodą wypalenia plazmy. Wyniki badań składu chemicznego przedstawiono w tabeli 1. Pod względem składu chemicznego badany materiał można przyporządkować do stali martenzytycznej odpornej na korozję X30Cr13 zgodnie z normą PN-EN 10088-1. Stężenia poszczególnych pierwiastków mieszczą się w zakresie przewidzianym wymogami normy

Tabela 1. Wyniki składu chemicznego materiału analizowanego narzędzia

Pierwiastek [%]	C	Cr	Ni	Mn	M o	Si	Al	Cu	Ti	Nb	V	B	Pb	W	S	P
Analiza Wg PN-EN 10088-1	0,26-0,35	12,0-14,0	-	<= 1,5	-	1,0	-	-	-	-	-	-	-	-	<= 0,01	0,04
Analiza kontrolna	0,3	13	0,2	0,4	0,4	0,3	0,08	0,1	0,01	0,08	0,05	0,001	0,005	0,05	0,03	0,04

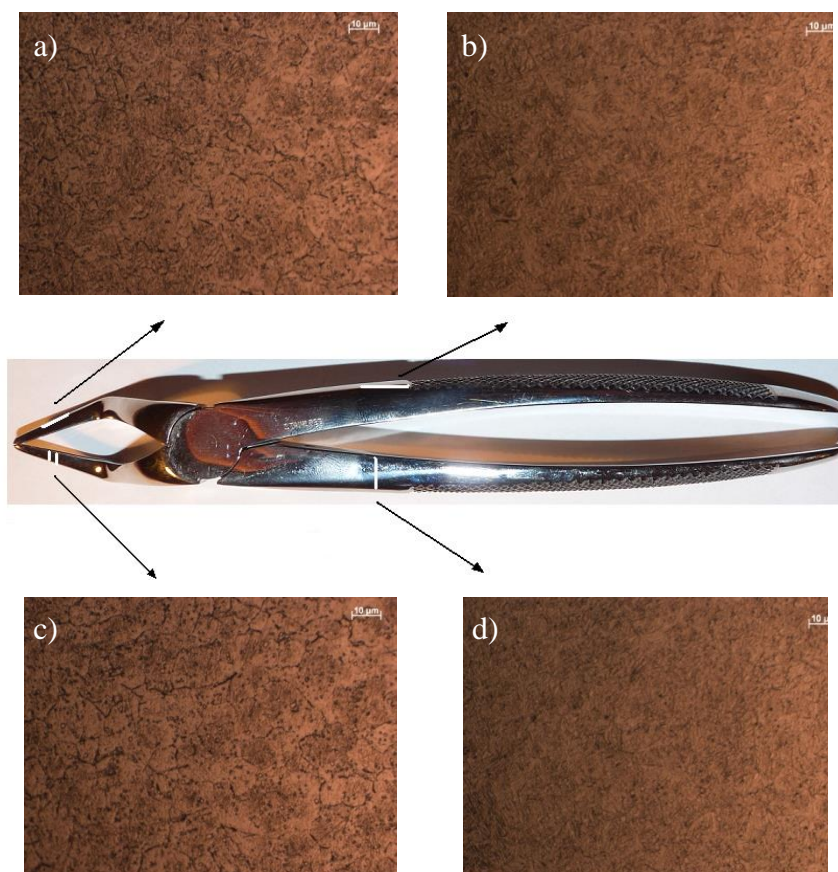
Przeprowadzone badania makroskopowe powierzchni kleszczy ekstrakcyjnych ujawniły zróżnicowaną ilość rys oraz wykruszeń w części roboczej jak i chwytowej. Obserwacje części chwytowej wykazały liczne zarysowania. Z kolei w części roboczej dodatkowo wykruszenia w obrębie krawędzi chwytnej – rys. 3.



Rys. 3. Obraz uszkodzeń na powierzchni kleszczy ekstrakcyjnych

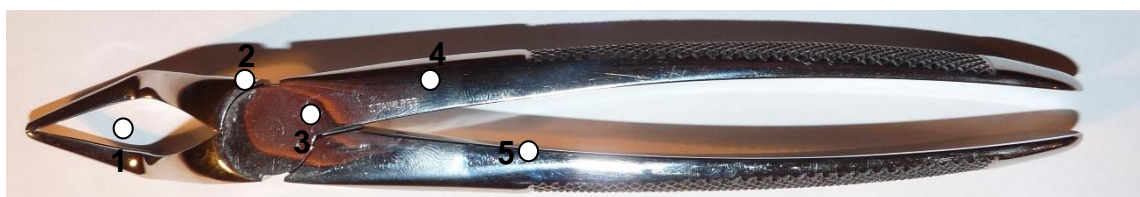
Na podstawie przeprowadzonych badań metalograficznych mikroskopowych stwierdzono występowanie jednakowej struktury martenzytu odpuszczonego z wydzieleniami węglików we wszystkich badanych obszarach – rys. 4.

W dalszej kolejności przeprowadzono badania twardości. Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że w obszarze części roboczej twardość mieściła się w zakresie 462÷470 HV_{0,5}. Z kolei w obszarze części chwytnej twardość była mniejsza i wynosiła 442÷457 HV_{0,5}.



Rys. 4. Badane obszary kleszczy ekstrakcyjnych: struktura martenzytu odpuszczonego z wydzieleniami węglików: a – część robocza (zgląd wzdlużny sw1), b – część chwytowa (zgląd wzdlużny sw2), c – część robocza (zgląd poprzeczny sp1), d – część chwytowa (zgląd poprzeczny sp2)

Kolejnym etapem były badania chropowatości powierzchni analizowanej postaci narzędzia. Wyniki pomiarów chropowatości przedstawiono w tablicy 2 i rys. 5.



Rys. 5. Obszary pomiaru chropowatości powierzchni

Tabela 2. Wyniki pomiarów chropowatości powierzchni kleszczy ekstrakcyjnych

Nr obszaru	Chropowatość powierzchni Ra [μm]			Wartość średnia chropowatości pow. Ra,śr [μm]
1	0,56	0,58	0,56	0,57
2	0,54	0,48	0,42	0,48
3	1,20	1,12	1,16	1,17
4	0,12	0,16	0,12	0,13
5	0,09	0,09	0,12	0,11

Ostatnim etapem było badanie odporności na korozję, która wykonano metodą kropelkową. Na podstawie badań stwierdzono że kleszcze ekstrakcyjne są odporne na korozję. Nie stwierdzono na powierzchni wżerów, zabarwień oraz innych zmian które mogłyby świadczyć o zapoczątkowaniu procesu korozji.

4. PODSUMOWANIE

Ocenę jakości kleszczy ekstrakcyjnych dokonano zgodnie z normą PN-EN ISO 9173-1:2006. W pierwszej kolejności przeprowadzono badania oceny składu chemicznego z wykorzystaniem spektrometru emisyjnego ze wzbudzeniem jarzeniowym. Na podstawie otrzymanych wyników badany materiał można przyporządkować do stali odpornej na korozję martenzytycznej X30Cr13. Jest to jedna z najpopularniejszych stali stosowanych przy wykonywaniu sprzętu chirurgicznego. Stal sklasyfikowano na podstawie zawartości procentowej pierwiastków stopowych po wykonanej analizie. Stal X30Cr13 jest zgodna z zaleceniami normy PN-EN-10088-1. W dalszej kolejności przeprowadzono badania metalograficzne mikroskopowe. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, iż kleszcze ekstrakcyjne mają strukturę martenzytu odpuszczonego z wydzieleniami węglików we wszystkich badanych obszarach – rys. 4. Badanie to wykazało, iż wymagania normatywne odnośnie materiału jest spełnione.

Kolejnym wymaganiem jest twardość. Twardość kleszczy ekstrakcyjnych powinna mieścić się w granicach 42÷48 HRC. Na podstawie przeprowadzonych pomiarów stwierdzono, iż w obszarze części roboczej twardość wynosiła 462÷470 HV_{0,5} (ok 46 HRC) natomiast w obszarze części chwytnej twardość wynosiła 442÷457 HV_{0,5} (ok. 42 HRC). Zbliżone wartości twardości na zglądzie wzdłużnym i poprzecznym świadczą o równomiernym umocnieniu analizowanego narzędzia. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że twardość mieściła się w granicach wymaganych przez normę.

Na powierzchni narzędzia nie powinno być wgnieceń, pęknięć, rys. Na podstawie analizy makroskopowej powierzchni stwierdzono zróżnicowaną ilość rys, wgnieceń oraz wykruszeń. Rysy występujące na narzędziu są nieregularne. Badanie to wykazało, iż zalecenia normatywne nie zostały spełnione. Stan powierzchni narzędzia spowodowany jest tym, iż instrumentarium było użytkowane – rys. 3.

Na podstawie wymagań normatywnych chropowatość narzędzia powinna wynosić:

- $Ra \leq 0,2 \mu\text{m}$ dla powierzchni zewnętrznych błyszczących,
- $Ra \leq 0,63 \mu\text{m}$ dla powierzchni zewnętrznych matowych,
- $Ra \leq 2,5 \mu\text{m}$ dla powierzchni zamka, rowków na rękojeściach, nacięć na szczękach,

Badanie chropowatości powierzchni wykazało, iż na powierzchniach zewnętrznych błyszczących chropowatość wynosiła $Ra=0,13\mu\text{m}$, z kolei na powierzchni zamka chropowatość wynosiła $Ra = 1,77\mu\text{m}$. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, iż chropowatość powierzchni mieściła się w granicach zawartych przez normę – tab.2.

Badanie odporności na korozję przeprowadzono metodą kropelkową. Badanie wykazało iż, kleszcze ekstrakcyjne są odporne na korozję. W miejscu, na którym zostały naniesione krople roztworu korozyjnego nie stwierdzono występowania wżerów.

Podsumowując, można stwierdzić, że narzędzie pod względem składu chemicznego, struktury, własności mechanicznych i odporności korozyjnej nie budzi zastrzeżeń. Jedyne zastrzeżenia budzi jakości powierzchni, takie wykruszenia i zarysowania jednoznacznie wskazują na nieprawidłowe jego użytkowanie.

LITERATURA

- [1] Paszenda Z., Tyrlik-Held J.: Instrumentarium chirurgiczne. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
- [2] Bielecki K. (red.): Narzędzia, protezy i szwy chirurgiczne. Wydawnictwo Severus, Warszawa 1995.
- [3] Tighe S.: Instrumentation for the operating room: a photographic manual. Elsevier Health Sciences, 2003.
- [4] Norma PN-EN ISO 9173-1:2006 Stomatologia. Kleszcze ekstrakcyjne. Część 1: Wymagania ogólne
- [5] Marciniak J., Kaczmarek M., Ziębowicz A.: Biomateriały w stomatologii. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008
- [6] Świczko-Żurek B, Instrukcja: „Dobór gatunku stali i zespołu własności mechanicznych na wytypowane narzędzia chirurgiczne”, Gdańsk 2009
- [7] Wilson D.A., Narzędzia chirurgiczne – rozdział 2
- [8] Niedoskonali, Nożyce do kości dźwigniowe proste typu Liston, Białystok 2015
- [9] Kemon A, Guzińska-Ustymowicz K., Technika sekcyjna – Skrypt, Akademia Medyczna w Białymstoku Zakład Patomorfologii Ogólnej, Białystok 2007
- [10] Kirkup J. R, The history and evolution of surgical instruments, Annals of The Royal College of Surgeons of England, 1981 vol. 63.
- [11] PN-EN 10088-1:2005: Gatunki stali odpornych na korozję
- [12] BN-71-5913-13:1973: Narzędzia medyczne: Kleszczyki naczyniowe typ Kocher
- [13] PN-88-Z-54030:1988: Narzędzia medyczne, narzędzia zaciskające z zapadkami: ogólne wymagania i metody badań
- [14] PN-89-Z-54032:1989: Narzędzia medyczne: Kleszczyki naczyniowe: wymagania i badania
- [15] <http://www.quirumed.com/pl/> (z dnia 12.11.2018r)
- [16] <http://sklep.arnomed.pl/> (z dnia 12.11.2018r)
- [17] <http://www.narzedziachirurgiczne.pl/> (z dnia 12.11.2018r)
- [18] Katalog firmy Chifa
- [19] <http://www.medimix.pl/narzedzia>
- [20] <http://www.code-pl.eu/index.php?s=34>
- [21] Tudorek-Sobocińska G., Nieckula P., Wprowadzenie do chirurgii stomatologicznej – materiały do ćwiczeń, Warszawski Uniwersytet Medyczny
- [22] Katalog firmy DenTech
- [23] Katalog firmy Ethicon – Igły chirurgiczne

QUALITY TESTS FOR FORCEPS EXTRACTION USED IN DENTISTRY

Abstract: The aim of the research was to assess the quality of extraction forceps used in dentistry in accordance with the PN-EN ISO 9173-1: 2006 standard. As part of the research, microscopic metallographic examinations, hardness measurements, macroscopic observations of the surface, surface roughness measurements and corrosion resistance of the analyzed tool were carried out. We qualify the extracted extraction tines for tools that do not meet specific recommendations because they did not achieve a positive result in one of the mentioned tests. On the basis of macroscopic observations, a different number of cracks, dents and cracks were found.

Aleksandra JAROSZ¹, Alicja BALIN¹, Krzysztof MOĆKO²

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

²Oddział Urazowo-Ortopedyczny, Szpital Miejski w Siemianowicach Śląskich

ANALIZA ROZKŁADU NAPRĘŻEŃ I ODKSZTAŁCEŃ W MODELU STAWU BIODROWEGO PO ZABIEGU CEMENTOWEJ ENDOPROTEZOPLASTYKI

Streszczenie: W pracy przeprowadzono analizę rozkładu naprężeń i odkształceń w układzie biomechanicznym powstałym po zabiegu cementowej endoprotezoplastyki stawu biodrowego. W tym celu opracowano numeryczny model sztucznego stawu biodrowego. Metodą elementów skończonych (MES), przeprowadzono statyczną symulację wytrzymałościową układu implant-tkanka kostna w warunkach obciążeń odzwierciedlających początkową fazę podporową chodu. Uwzględniono zmianę właściwości mechanicznych cementu chirurgicznego na bazie PMMA po modyfikacji proszkiem ceramicznym.

Słowa kluczowe: endoprotezoplastyka, cement chirurgiczny, naprężenia, odkształcenia, MES

1. WSTĘP

Rozwój alloplastyki cementowej stawu biodrowego nastąpił w latach 60-tych ubiegłego wieku, kiedy Charnley wprowadził metodę stabilizacji endoprotez w kości pacjenta za pomocą żywicy metakrylanu metylu. Obecnie, pomimo wielu nowoczesnych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez, cement kostny na bazie polimetakrylanu metylu (PMMA) jest nadal powszechnie stosowany do mocowania prawie każdego rodzaju implantu ortopedycznego [1-3, 5].

Jak wskazują statystyki opracowane przez Narodowy Fundusz Zdrowia [13], w 2017 roku przeprowadzono 56688 zabiegów endoprotezoplastyki stawu biodrowego, z czego 17,27% stanowiły implantacje endoprotez cementowych oraz 3,99% endoprotez hybrydowych, również wykorzystujących cement kostny jako rodzaj wiązania. Liczby te wskazują na to, że endoprotezoplastyka stawów z użyciem cementu kostnego jeszcze długo będzie stosowana w praktyce klinicznej, szczególnie w przypadku pacjentów w podeszłym wieku.

Analizując obecny stan wiedzy w dziedzinie biomateriałów, można stwierdzić, że stosowane polimerowe cemeny chirurgiczne nie spełniają dostatecznie wszystkich stawianych im wymogów ze względu na biofunkcjonalność sztucznych stawów. Podstawowe ich wady, to niekorzystne właściwości wytrzymałościowe, wysoka temperatura utwardzania powodująca uszkodzenie termiczne tkanek, a także skurcz polimeryzacyjny. Z tego powodu prowadzone są prace nad poprawą właściwości fizykochemicznych i mechanicznych cementów chirurgicznych. Najczęściej podejmowane są próby wprowadzania do cementu

domieszek. W pracach [1-3] modyfikowano cement na bazie PMMA poprzez dodawanie w postaci proszkowej takich biomateriałów, jak: tytan, hydroksyapatyt, ceramika tlenkowa (Al_2O_3) i węgiel szklisty. Domieszki te, powodując oczekiwane obniżenie temperatury utwardzania, wpłynęły również na zmianę właściwości mechanicznych utworzonych kompozytów na bazie PMMA, przy czym wartości tych właściwości te nie przekraczały zakresów zalecanych przez normę [12].

W niniejszej pracy podjęto próbę analizy rozkładu naprężeń i odkształceń w modelu biomechanicznym stawu biodrowego po zabiegu cementowej endoprotezoplastyki oraz wpływu właściwości mechanicznych modyfikowanego ceramiką cementu na zmianę wartości maksymalnych naprężeń i odkształceń.

2. METODYKA BADAŃ

W pracy przeprowadzono statyczną symulację wytrzymałościową układu biomechanicznego: endoproteza-cement-kość przy wykorzystaniu metody elementów skończonych (MES).

2.1. Model geometryczny

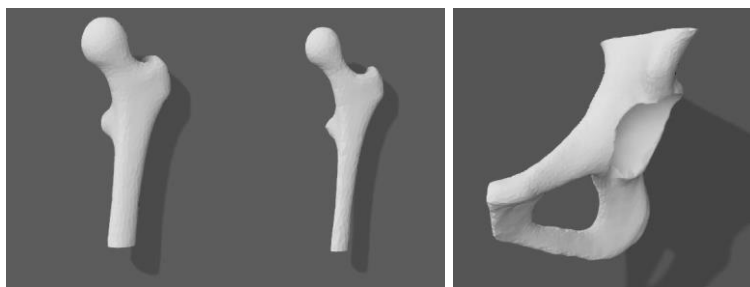
Proces przygotowania modelu geometrycznego do analizy numerycznej obejmował opracowanie modelu naturalnego stawu biodrowego oraz poszczególnych podzespołów implantu stawu biodrowego, dopasowanych do danych struktur anatomicznych. Geometrię przygotowano, wykorzystując oprogramowanie *Materialise Mimics* oraz *Autodesk Fusion 360*.

Geometrię naturalnego stawu biodrowego opracowano na podstawie dokumentacji w standardzie DICOM, zawartej w bibliotece oprogramowania *Materialise Mimics*. Ze zdjęć tomografii komputerowej wyodrębniono modele powierzchniowe fragmentu tułowia oraz samej kości udowej. Uzyskane modele powierzchniowe przekonwertowano na modele bryłowe, charakteryzujące się czworościenną siatką objętościową. Model bryłowy fragmentu kości udowej podzielono na dwa elementy, reprezentujące kość korową i gąbczastą. Ze względu na złożoność modelu kości biodrowej, zredukowano ją do fragmentu obejmującego kość łonową, kulszową i panewkę stawu biodrowego (rys. 1).

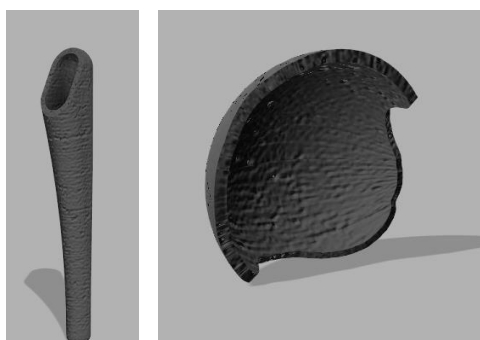
Kolejnym etapem przygotowania geometrii układu biomechanicznego do obliczeń numerycznych było opracowanie poszczególnych komponentów sztucznego stawu biodrowego. Wymiary trzpienia oraz głowy endoprotezy dobrano na podstawie wymiarów anatomicznych kości udowej. Dla zaprojektowanej głowy o średnicy 32 mm opracowano model panewki o średnicy zewnętrznej 48 mm. W panewce zastosowano fazowania wewnętrznej krawędzi pod kątem 45° . Zaprojektowano trzpień endoprotezy o długości 125 mm oraz wartości kąta szyjkowo-trzpieniowego równej 138° .

Dla opracowanego implantu stawu biodrowego przygotowano modele reprezentujące warstwy cementowe. Dla uproszczenia przyjęto grubości warstwy cementowej równe stałej wartości 2,5 mm zarówno przy panewce, jak i dla płaszcza cementowego przy trzpieniu. Elementy cementowe przedstawiono na rysunku 2.

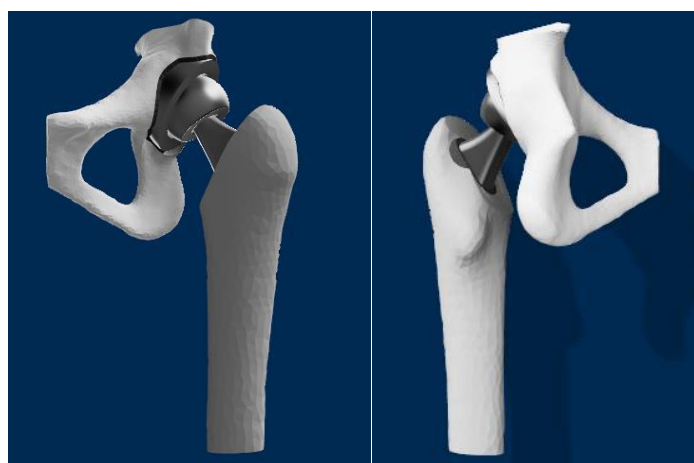
Wszystkie etapy związane z modelowaniem na poziomie brył przeprowadzono w oprogramowaniu *Autodesk Fusion 360*. Model bryłowy sztucznego stawu biodrowego powstały w wyniku złożenia wszystkich zaprojektowanych komponentów przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 1. Modele brylowe kości udowej korowej i gąbczastej (z lewej) oraz fragmentu kości biodrowej (z prawej) [7]



Rys. 2. Modele brylowe: płaszcz cementu na trzpień endoprotezy (z lewej) i warstwy cementu przy panewce (z prawej) [7]



Rys. 3. Model brylowy stawu biodrowego z endoprotezą [7]

2.2. Parametry materiałowe

Właściwości materiałowe tkanek przyjęto na podstawie danych literaturowych [5, 6, 10]. Do obliczeń numerycznych założono, że zarówno kość korowa, jak i gąbczasta stanowią jednorodny materiał izotropowy o charakterystyce liniowo-sprężystej. Właściwości tkanki kostnej przedstawiono w tabeli 1.

W przypadku poszczególnych komponentów endoprotezy stawu biodrowego zastosowano połączenie metal-metal. Przyjęto, że trzpień, głowa oraz panewka sztucznego stawu wykonane są ze stopu Co28Cr6Mo, powszechnie stosowanego w endoprotezoplastyce stawów. Właściwości powyższego stopu również przedstawiono w tabeli 1 [8, 9].

Tabela 1. Wartości parametrów materiałowych tkanki kostnej [5, 6, 10] oraz stopu Co28Cr6Mo [8, 9]

	Moduł Younga E [MPa]	Współczynnik Poissona ν	Gęstość ρ [g/cm ³]	Granica plastyczności przy ścisnaniu R_e [MPa]	Wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]
Kość korowa	16 x 10 ³	0,3	1,85	162	109
Kość gąbczasta	1 x 10 ³	0,3	0,9	22	2
Co28Cr6Mo	220 x 10 ³	0,29	8,29	1586	1793

W pracy [7] przeprowadzono analizę numeryczną dla cementów o nazwach fabrycznych Simplex P, Palamed i Palacos R niemodyfikowanych oraz modyfikowanych ceramiką tlenkową Al₂O₃ w postaci proszku o różnej granulacji i udziale masowym. Właściwości mechaniczne cementów wybranych dla analizy w niniejszej pracy, różniących się wartościami modułu Younga, co oznaczono pogrubioną czcionką, zestawiono w tabeli 2 [1-3].

Tabela 2. Właściwości mechaniczne cementów chirurgicznych [1-3]

Nr wariantu	Rodzaj cementu	Moduł Younga E [MPa]	Współczynnik Poissona ν	Wytrzymałość na ścisnienie R_c [MPa]
1	Palamed	3500	0,29	90
2	Palamed + Al ₂ O ₃ (0,3 μ m, 4,8% mas.)	3680	0,29	70
3	Palacos R	2741	0,29	75
4	Palacos R + Al ₂ O ₃ (0,3 μ m, 4,8% mas.)	2932	0,29	72

2.3. Model numeryczny i warunki brzegowe symulacji obciążeń

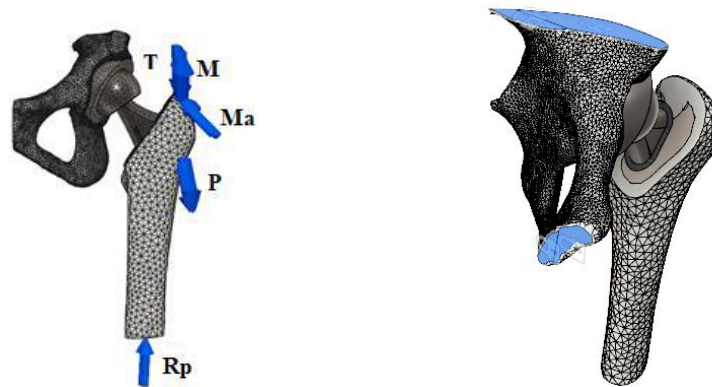
Wygenerowany model numeryczny składał się z 207 239 czworościennych, czterowęzłowych elementów skończonych. W symulacji obciążeń opracowanego modelu numerycznego sztucznego stawu biodrowego wykorzystano dane zawarte w pracy [4], będące wynikiem badań doświadczalnych, w których przy użyciu implantów pomiarowych rejestrowane były czynności wykonywane przez pacjentów po zabiegu alloplastyki stawu biodrowego. Na podstawie danych z implantów pomiarowych wyznaczono siły oddziałujące na staw biodrowy podczas chodu.

W niniejszej pracy wykorzystano dane ujmujące udział sił mięśniowych i reakcji podłoża (%BW) w początkowej fazie podparcia podczas kontaktu pięty z podłożem [4]. Przyjmując, że pacjentem jest osoba o ciężarze 800 N, obliczono wartości sił mięśniowych i reakcji podłoża, które zestawiono w tabeli 3 [7].

Tabela 3. Wartości sił mięśniowych i reakcji podłoża dla osoby o ciężarze 800 N [7]

	F_x [N]	F_y [N]	F_z [N]
Mięsień obszerne szeroki P	148	7,2	-743,2
Odwodziciele Ma	-34,4	-464	692
Mięsień naprężacz powięzi szerokiej (część proksymalna) M	-92,8	57,6	105,6
Mięsień naprężacz powięzi szerokiej (część dystalna) T	5,6	4	-152
Siła reakcji podłoża Rp	29,92	-81,92	772,24

Na rysunku 4 przedstawiono lokalizację w modelu numerycznym sił odpowiadających warunkom brzegowym ujętym w tabeli 3. Utwierdzenie kości biodrowej zadano na dwóch powierzchniach, uniemożliwiając obrót całego układu – na wysokości spojenia łonowego oraz powyżej panewki stawu biodrowego.



Rys. 4. Warunki brzegowe naniesione na numeryczny model sztucznego stawu biodrowego: wektory sił mięśniowych i reakcji podłoża (z lewej) oraz lokalizacja utwierdzenia kości biodrowej (z prawej) [7]

3. WYNIKI BADAŃ

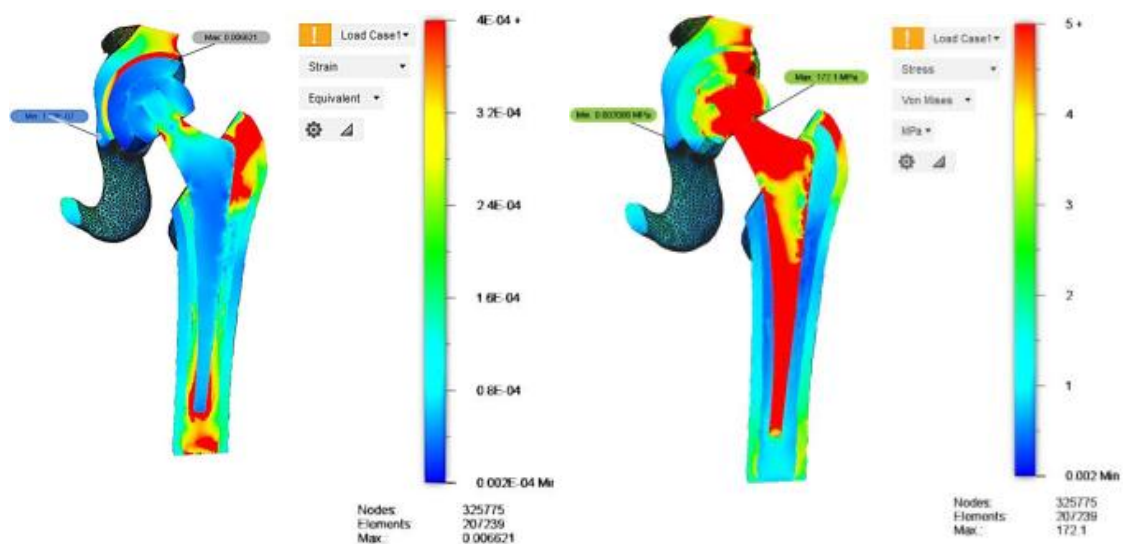
Przy uwzględnieniu warunków brzegowych, ujętych w tabeli 3 oraz na rysunku 4, przeprowadzono symulację numeryczną przy użyciu oprogramowania *Autodesk Fusion 360* w warunkach statycznych obciążeń dla rodzajów cementów przedstawionych w tabeli 2, zastosowanych zarówno na płaszcz trzpienia, jak i na warstwę przy panewce endoprotezy. Wyznaczono rozkłady naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-Misesa oraz odkształceń wypadkowych we wszystkich komponentach sztucznego stawu biodrowego i w kości. Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych w poszczególnych komponentach zestawiono w tabeli 4, a maksymalne wartości odkształceń w tabeli 5 [7], w których pogrubioną czcionką oznaczono najwyższą uzyskaną wartość danej wielkości w warstwie cementu i kości. Dla wszystkich wariantów symulacji uzyskano zbliżony charakter rozkładu naprężeń i odkształceń w poszczególnych komponentach sztucznego stawu biodrowego. Zaobserwowano jednakże różnice w wartościach maksymalnych naprężeń i odkształceń (tab. 4 i 5).

Na przykładowej mapie rozkładu naprężeń zredukowanych (rys. 5) widoczna jest koncentracja naprężeń w szyjce trzpienia endoprotezy, która wystąpiła dla wszystkich wariantów cementu. W przypadku kości udowej koncentracja naprężeń w warstwie korowej wystąpiła w obszarze oddziaływania sił mięśniowych oraz w mniejszym stopniu w części dystalnej, na pograniczu z warstwą gąbczastą. W kości gąbczastej obszar występowania

największych naprężeń zredukowanych również obejmuje okolice krętarza większego oraz część dystalną modelu kości. Rozkład naprężeń w płaszczu cementu obejmującego trzpień wskazuje na największe naprężenia w obszarze zaokrąglonego szczytu trzpienia. W części dystalnej płaszczu cementowego, na pograniczu z kością gąbczastą, widoczna jest różnica występujących naprężeń – większe wartości przejmowane są przez cement chirurgiczny. Maksymalne wartości naprężeń zredukowanych w warstwie cementu obejmującego panewkę kości biodrowej, zarejestrowano w jej górnej części we wszystkich wariantach symulacji.

Na rysunku 5 przedstawiono również rozkład odkształceń wypadkowych w przekroju modelu dla przykładowego wariantu symulacji. Obszar występowania maksymalnej wypadkowej odkształceń znajdował się na granicy cementu i metalowej panewki, w górnej części modelu implantu. Ponadto większe wartości odkształceń zarejestrowano w szyjce trzpienia endoprotezy, fragmencie krętarza większego – zarówno w warstwie kości korowej, jak i gąbczastej, a także w części proksymalnej płaszczu cementu graniczącego z tym obszarem oraz w kości biodrowej powyżej panewki, blisko obszaru zastosowanego utwierdzenia.

Zaobserwowany rozkład naprężeń i odkształceń w cemencie może być przyczyną wykruszania się warstwy cementu w okolicy krętarza większego, gdzie występują naprężenia rozciągające od zginania, pęknięcia cementu w okolicy końca trzpienia na skutek zapadania się trzpienia w osłonie cementowej, a także obłuzowania panewki [1-2].



Rys. 5. Przekrój modelu sztucznego stawu biodrowego, wariant symulacji nr 1, skala zawężona: rozkład naprężeń zredukowanych (z lewej), rozkład odkształceń wypadkowych (z prawej) [7]

O przekazywaniu obciążeń do kości przez cement chirurgiczny decyduje w głównej mierze jego moduł sprężystości E (tab. 2). Zaobserwowano, że cement o najwyższym module sprężystości E (wariant nr 2 – Palamed modyfikowany Al_2O_3) przejmuje w większym stopniu obciążenia, powodując, że naprężenia w kości są niższe (tab. 4). Zastosowanie cementu o najniższym module sprężystości E (wariant nr 3 – Palacos R niemodyfikowany) powoduje, że naprężenia w większym stopniu przejmowane są przez kości (tab. 4) oraz co za tym idzie, zwiększone są odkształcenia w kości oraz w cemencie (tab. 5). Odmienny od naturalnego rozkład naprężeń w kości polegający na niedociążeniu kości powoduje lokalne zmiany demineralizacyjne, których morfologicznym objawem jest stopniowy zanik tkanki kostnej. Przejmowanie obciążeń przez kości może być zatem korzystne, gdyż może zapobiegać procesowi osteoporozy wtórnej, ale zbyt duże lokalne odkształcenie kości, a także cementu, który wykazuje skłonność do pęcznienia, może przyspieszać obłuzowanie endoprotezy [1-2].

Tabela 4. Wartości maksymalnych naprężeń zredukowanych w komponentach sztucznego stawu biodrowego [7]

Wariant cementu	1	2	3	4
Naprężenia zredukowane [MPa]				
Kość biodrowa	14,20	14,17	14,31	14,28
Kość udowa gąbczasta	3,208	3,193	3,256	3,247
Kość udowa korowa	14,13	14,13	14,13	14,13
Warstwa cementu - panewka	15,60	15,74	14,87	15,08
Warstwa cementu - trzpień	4,805	4,873	4,473	4,564
Panewka	24,03	24,15	23,54	23,67
Głowa endoprotezy	109,0	108,9	109,3	109,2
Trzpień endoprotezy	171,6	171,4	172,1	172,0

Tabela 5. Wartości maksymalnych odkształceń wypadkowych w komponentach sztucznego stawu biodrowego [7]

Wariant cementu	1	2	3	4
Odształcenia [1]				
Kość biodrowa	8,971e-4	8,944e-4	9,102e-4	9,065e-4
Kość udowa gąbczasta	1,847e-3	1,840e-3	1,866e-3	1,863e-3
Kość udowa korowa	1,226e-3	1,226e-3	1,227e-3	1,227e-3
Warstwa cementu - panewka	5,465e-3	5,246e-3	6,656e-3	6,306e-3
Warstwa cementu - trzpień	2,185e-3	2,107e-3	2,607e-3	2,484e-3
Panewka	1,413e-4	1,418e-4	1,385e-4	1,393e-4
Głowa endoprotezy	6,948e-4	6,942e-4	6,973e-4	6,967e-4
Trzpień endoprotezy	1,276e-3	1,275e-3	1,281e-3	1,280e-3

4. PODSUMOWANIE

Dzięki wykorzystaniu specjalistycznych narzędzi komputerowych możliwe jest przeprowadzenie diagnostyki zachowania się danego układu biomechanicznego w warunkach obciążeń eksploatacyjnych, co ma szczególne znaczenie przy doborze spersonalizowanych implantów. W przypadku przeprowadzania endoprotezoplastyk stawów u osób w podeszłym wieku, kiedy do zakotwiczenia implantu stosuje się cement, poprzez zmianę właściwości mechanicznych cementu chirurgicznego można sterować wartościami naprężeń i odkształceń w poszczególnych obszarach zmienionego chorobowo stawu, tak aby zmniejszyć ryzyko powikłań oraz zachować optymalną pracę operowanego stawu.

LITERATURA

- [1] Balin A.: Cementy w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2016.
- [2] Balin A.: Materiałowo uwarunkowane procesy adaptacyjne i trwałość cementów stosowanych w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.
- [3] Balin A., Myalski J., Pucka G., Toborek J.: Wpływ domieszki materiału ceramicznego na właściwości fizykochemiczne cementu chirurgicznego. *Polimery*, 51, nr 11-12, 2006, s. 852-858.
- [4] Bergmann G.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, no 34, 2001, p. 859-871.
- [5] Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [6] Crone R., Schuster P.: An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element. SAE Technical Paper, 2006, 2006-01-0064.
- [7] Jarosz A.: Wpływ właściwości mechanicznych cementu chirurgicznego na rozkład naprężeń i odkształceń w modelu biomechanicznym sztucznego stawu biodrowego. Praca dyplomowa magisterska, Politechnika Śląska, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Zabrze 2018.
- [8] Marciniak M.: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2013.
- [9] Marciniak M.: Biomateriały w chirurgii kostnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- [10] Murphy W., Black J., Hastings G.: Handbook of Biomaterial Properties. 2nd Edition, Springer, New York 2016.
- [11] Nałęcz M. (red.): Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Biomateriały. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2003.
- [12] Standard ISO 5833:2002. Implants for surgery – Acrylic resin cements.
- [13] Realizacja świadczeń endoprotezoplastyki stawowej w 2016 r., Centralna Baza Endoprotezoplastyk Narodowego Funduszu Zdrowia (CBE) [dostęp: 02.12.2018 r.] http://nfz.gov.pl/download/gfx/nfz/pl/defaultstronaopisowa/349/34/1/cbe_za_2016.pdf

ANALYSIS OF THE STRESS AND DEFORMATION DISTRIBUTION IN THE MODEL OF HIP CEMENTED ARTHROPLASTY AFTER THE TREATMENT

Abstract: In this work it has been conducted the analysis of the stresses and deformation distribution in the biomechanical structure formed after surgery Hip Arthroplasty Cemented. For this purpose it has been developed a numerical model of an artificial hip joint. By means of finite element method (FEM), the static simulation of the implant-bone tissue structure, in the load conditions reflecting the incipient support gait, has been carried. It has been considered the change of the mechanical properties of the surgical cement based on the PMMA.

Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK¹, Katarzyna NOWAKOWSKA¹,
Robert MICHNIK¹, Sabina WOLNY², Barbara MIKULA²

¹ Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

² Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNI”, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

BIOMECHANICZNA ANALIZA CHODU PACJENTÓW ZAOPATRZONYCH W ORTEZY STAWU SKOKOWEGO – DONIESIENIE WSTĘPNE

Streszczenie: W niniejszej pracy przedstawiono biomechaniczną analizę chodu pacjentów poruszających się w ortezach, u których zdiagnozowano mózgowo-porażenie dziecięce lub pacjentów po operacji przepukliny oponowo-rdzeniowej. Badanie chodu przeprowadzono z wykorzystaniem systemu BTS Smart. Analizę przeprowadzono na podstawie zarejestrowanych w trakcie badania parametrów kinematycznych chodu oraz obliczonego wydatku energetycznego. Na podstawie uzyskanych wyników wykazano wpływ dobranych ortez na jakość chodu poszczególnych pacjentów.

Słowa kluczowe: analiza chodu, orteza, wskaźniki chodu, BTS Smart, wydatek energetyczny

1. WSTĘP

Chód stanowi podstawę lokomocji ciała człowieka, którą rozumie się jako przemieszczenie poszczególnych punktów ciała względem pewnego układu odniesienia. Badania wykazują, iż codziennie człowiek spędza średnio 10% czasu na czynnościach przemieszczania, wykonując przy tym średnio 6000 kroków [1]. Niezaprzeczalna istota lokomocji podczas życia codziennego skłoniła naukowców do poszerzania wiedzy, analizując chód przy pomocy coraz bardziej zaawansowanych systemów pomiarowych. Obecnie dostarczają one szereg danych wskazujących na zmiany momentów oraz kątów w stawach podczas każdej chwili czasowej cyklu chodu. Otrzymane wyniki pozwalają na dogłębne badanie zmian chodu pod wpływem zastosowanego leczenia, rehabilitacji oraz umożliwiają obiektywną ocenę narządu ruchu, zastępując subiektywną ocenę lekarską. Ze względu na dużą ilość danych pochodzących z systemów do analizy ruchu, do oceny funkcji lokomocyjnych coraz częściej wykorzystuje się wskaźniki chodu GGI (*ang. Gillette Gait Index*), GDI (*ang. Gait Deviation Index*). Można również obliczyć wydatek energetyczny (WE) [7].

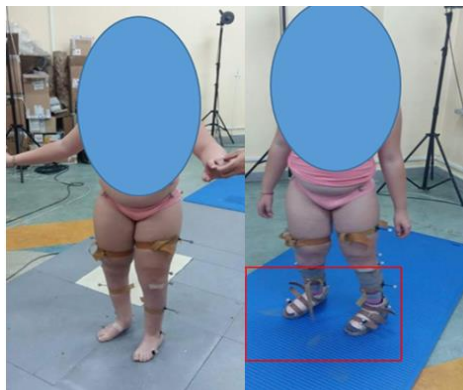
Wskaźnik GGI opracowany został przez Schutte i wsp. [8] w 2000 roku. Wykorzystując analizę głównych składowych PCA oraz szesnaście parametrów chodu można wyliczyć bezwymiarowy współczynnik normalności, świadczący o odległości wzorca chodu badanego względem wartości zarejestrowanych u osób zdrowych. Parametry wykorzystywane do obliczenia wskaźnika obejmują: procentowy udział fazy podporowej, prędkość chodu znormalizowana przez długość kończyny dolnej, częstotliwość stawiania kroków, średnie

przodopochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, średnia rotacja miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, minimalne zgięcie stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, zakres ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, maksymalne odwodzenie stawu biodrowego w fazie podporowej, zgięcie stawu kolanowego na początku kontaktu z podłożem, czas do maksymalnego zgięcia kolana, zakres zginania-prostowania stawu kolanowego, szczytowe zgięcie grzbietowe w fazie podporowej, szczytowe zgięcie grzbietowe w fazie wymachowej, średnie ustawienie stopy względem linii kierunkowej w fazie podporowej. Wykorzystując znajomość położenia środka ciężkości ciała człowieka możliwe jest wyznaczenie wydatku energetycznego podczas chodu [2]. Można go wyznaczać jako sumę energii potencjalnej i kinetycznej środka ciężkości ciała, znormalizowanej względem masy ciała oraz długości kroku [7]. Zaburzenia w obrębie aparatu ruchu towarzyszą wielu jednostkom chorobowym m.in. mózgowemu porażeniu dziecięcemu czy przepuklinie oponowo - rdzeniowej [3, 6]. Ze względu na różne stopnie zaawansowania schorzenia oraz potrzebę częściowego zrekompensowania utraconych możliwości ruchowych konieczne jest dopasowanie odpowiedniego zaopatrzenia ortopedycznego.

Celem niniejszej pracy była biomechaniczna analiza chodu pacjentów z dysfunkcjami narządu ruchu korzystających z zaopatrzenia ortopedycznego.

2. MATERIAŁ I METODY

Badania chodu przeprowadzono na grupie 5 pacjentów, oznaczonych symbolami B1-B5, zaopatrzonych w ortezy: trzech pacjentów dotkniętych mózgowym porażeniem dziecięcym oraz dwóch po operacji przepukliny oponowo-rdzeniowej. Rejestrowano chód pacjentów w ortezach oraz bez ortez (Rys. 1).



Rys. 1. Przebieg badania, chód bez ortez (z lewej) oraz w ortezach (z prawej) [opracowanie własne]

Do rejestracji chodu wykorzystano system do trójpłaszczyznowej analizy ruchu BTS Smart składający się z: 6 kamer emitujących światło podczerwone, 2 kamer wideo przechwytyjących obraz, dwóch platform dynamometrycznych firmy Kistler, jednostki sterującej oraz oprogramowania. Na ciele osoby badanej umieszczono markery rozmieszczone zgodnie z modelem Davisa. Dla przejść w ortezach markery w obrębie stopy zostały naklejone na ortezie/bucie w miejscach odpowiadających odpowiednim punktom antropometrycznym (pięta kość śródstopia, kostka boczna, guz piętowy).

Bazując na zmianie położenie środka ciężkości ciała wyznaczono wydatek energetyczny w czasie chodu (WE). Wyznaczony został jako średnia wartość zmian energii całkowitej ciała w cyklu chodu (suma średniej wartości zmian energii potencjalnej i wypadkowej energii kinetycznej środka ciężkości ciała), standaryzowana względem masy ciała i przebytego

dystansu. Analizie poddano również parametry wykorzystywane do obliczenia wskaźnika GGI z wyłączeniem wartości otrzymanych dla stawów: kolanowego oraz skokowego, ze względu na fakt, że naklejenie markerów na ortezę, a nie bezpośrednio w anatomicznych miejscach odpowiadających wskazanym stawom niesie za sobą duże ryzyko zmniejszenia wiarygodności wyników. Ze względu na fakt, iż wartość 6 z 16 parametrów budujących wskaźnik GGI budzi wątpliwość, autorzy postanowili nie poddawać analizie wartości wskaźnika GGI. Wartości normatywne dla wyznaczonych parametrów oraz wartości wydatku energetycznego (WE) zaczerpnięto z poprzednich prac autorów [5, 7], gdzie grupę odniesienia stanowiło 56 zdrowo rozwijających się dzieci (7 – 17 lat).

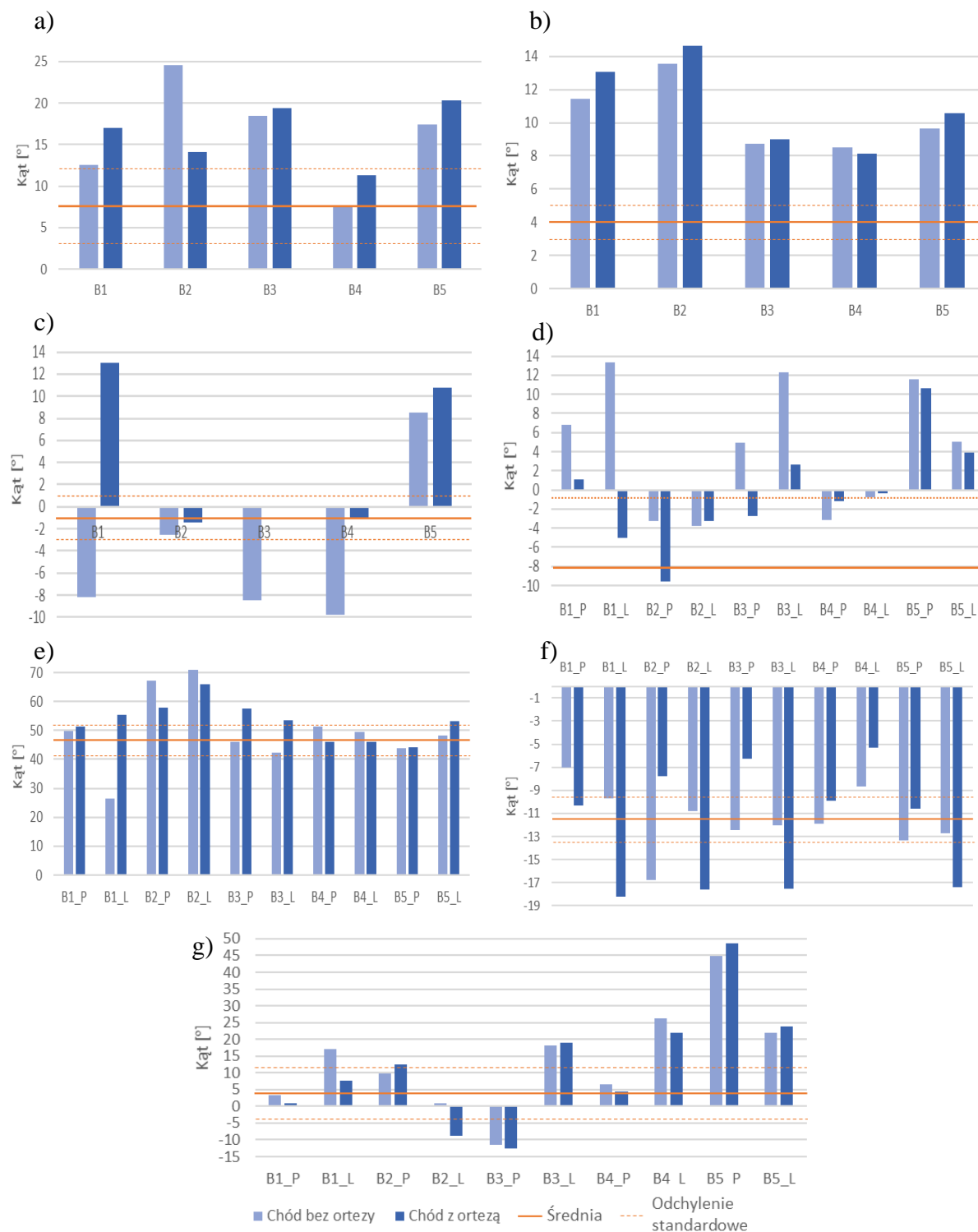
3. WYNIKI I DYSKUSJA

Otrzymane wartości budujące wskaźnik GGI zestawiono w sposób tabelaryczny (Tab. 1) oraz graficzny (Rys. 2), dla przejść zarejestrowanych bez i z zaopatrzeniem ortopedycznym. Ponadto na każdym rysunku naniesiono wartość średnią wraz z odchyleniem standardowym otrzymane z badań literaturowych [5].

Tab. 1. Parametry czasowo-przestrzenne z podziałem na przejścia z ortezami (O) oraz bez ortez (BO) [opracowanie własne, 5]

Osoba badana	Parametr wskaźnika GGI									
	Procentowy udział fazy podporowej [%]				Prędkość chodu [m/s]				Częstotliwość kroku [krok/s]	
	BO		O		BO		O		BO	O
	P	L	P	L	P	L	P	L		
1	64,74	68,32	63,67	64,92	1,58	1,59	1,44	1,47	3,16	2,03
2	55,41	58,77	59,85	61,43	2,3	2,3	1,09	1,09	2,64	2,21
3	65,92	62,05	60,27	61,88	1,15	0,81	1,68	1,66	2,25	2,21
4	59,65	61,54	61,99	60,80	0,86	0,86	0,53	0,53	2,4	2,08
5	64,68	67,77	64,54	69,55	1,2	1,2	0,7	0,7	2,14	1,89
Norma	58,92 ± 1,5				1,56 ± 0,28				2,06 ± 0,24	

Zgodnie z tabelą 1 zastosowanie zaopatrzenia ortopedycznego wpłynęło na obniżenie prędkości chodu oraz częstotliwości stawiania kroków. Częstotliwość stawiania kroków oraz procentowy udział fazy podporowej dla większości pacjentów zbliżyły się do średniej wartości dla normy. Wartości kinematyczne otrzymane dla pacjentów odbiegają od przyjętej normy [5] (Rys. 2). W przypadku 4 z 5 pacjentów poruszających się w ortezach przodopochylenie miednicy pogłębiło się, odbiegając od normy (Rys. 2a). Podobnie zakres ruchu w płaszczyźnie strzałkowej znacznie wykracza poza normę (Rysunek 2b). Zmiany pomiędzy wartościami w ortezie i bez są tak niewielkie, że mogą nie mieć istotnego wpływu na jakość poruszania się. Dla chodu w ortezach wartości średniej rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej dla 3 z 5 osób uległy poprawie i znajdują się w normie. Dla pozostałych osób (B1, B5) znacznie odbiegają od wartości uzyskanej dla grupy kontrolnej (Rys. 2c). Minimalne zgięcie oraz zakres ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej jest najbardziej zbliżony do wartości normatywnej (Rys. 2d). Zastosowanie ortez dla większości przypadków wpłynęło na unormowanie parametrów (Rys. 2e). Zastosowanie zaopatrzenia ortopedycznego negatywnie wpłynęło na minimalne odwodzenie w stawie biodrowym (Rys. 2f). Nie odnotowano jednoznacznych zmian dla średniej rotacji w fazie podporowej dla chodu w ortezach (Rys. 2g). Na podstawie otrzymanych wyników nie można jednoznacznie stwierdzić poprawy analizowanych parametrów dla chodu w ortezach.



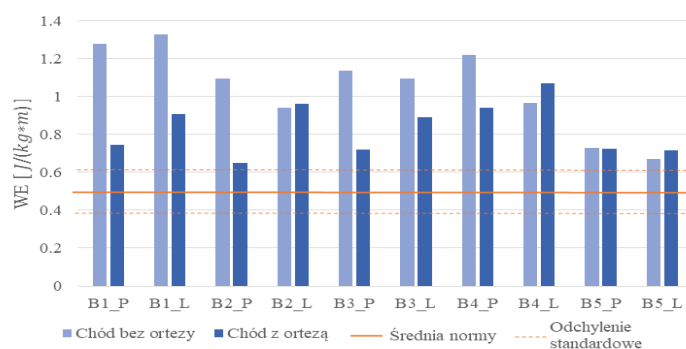
Rys. 2. Wartości kątowe zarejestrowane dla: a) średniego przodopochylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, b) zakresu ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, c) średniej rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej, d) minimalnego zgięcia stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, e) zakresu ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, f) minimalnego odwodzenia stawu biodrowego, g) średniej rotacji stawu biodrowego w fazie podporowej [opracowani własne, 5]

W tabeli 2 zestawiono średnie wartości WE dla pacjentów uzyskane w badaniu w ortezach oraz bez ortez z normą (średnia wartość WE dla grupy normatywnej) [7]. Uzyskana wartość średnia WE dla chodu bez zaopatrzenia ortopedycznego jest o $0.24 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ wyższa od

wartości normatywnej. Podczas chodu w ortezach średnia wartość WE dla całej grupy obniżyła się o $0.1 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$.

Tab 2. Zestawienie wartości wydatku energetycznego uzyskanych w wyniku badań własnych oraz zgromadzonych na podstawie literatury [opracowanie własne, 7]

	WE [$\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$]
Ortezy	0.64 ± 0.16
Brak ortez	0.74 ± 0.2
Norma [7]	0.5 ± 0.11



Rys. 3. Wartość wydatku energetycznego w cyklu prawej i lewej kończyny dolnej [opracowanie własne, 5]

Dla dwóch badanych pacjentów (B1, B3) zarejestrowano spadek wartości wydatku energetycznego podczas chodu w ortezach, wynoszący około $0.5 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Dla pacjentów B2 i B4 zanotowano obniżenie wartości WE w cyklu chodu tylko jednej kończyny dolnej. Obniżenie wydatku energetycznego może wynikać ze zmniejszenia prędkości chodu w ortezach. Tylko dla jednego pacjenta (B4) odnotowano wzrost wartości WE dla chodu w ortezach przekraczający $0.1 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. U pacjenta B5 nie zanotowano istotnej zmiany wartości WE dla badania w ortezach i bez ortez (Rys 3), co może budzić wątpliwość prawidłowego doboru zaopatrzenia ortopedycznego.

4. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonej analizy parametrów kinematycznych budujących wskaźnik GGI, nie można jednoznacznie wnioskować o poprawie jakości chodu przebadanych osób w zaopatrzeniu ortopedycznym. Dla chodu w ortezach, dla dwóch badanych pacjentów odnotowano znaczne obniżenie się wartości wydatku energetycznego. U dwóch kolejnych pacjentów zauważono różne kierunki zmian WE w cyklu chodu prawej i lewej kończyny dolnej. Uzyskane wyniki wskazują na konieczność przeprowadzenia powyższych analiz na większej grupie badawczej. Powszechnie wykorzystywane wskaźniki chodu (GGI, GDI) nie są miarodajne w ocenie narządu ruchu pacjentów korzystających z zaopatrzenia ortopedycznego w postaci ortez kończyn dolnych, w związku z czym należy poszukiwać innych narzędzi pozwalających na obiektywną, ilościową analizę chodu.

LITERATURA

- [1] Morlocka M., Schneiderb E., Bluhma A., Vollmera M. i Bergmann G.: Duration and frequency of every day activities in total hipp atients (In:) Journal of Biomechanics. p. 873–881, 2001.

- [2] Chwała W.: Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym, Wyd. AWF Kraków, 2013.
- [3] Jochymczyk-Woźniak K., Michnik R., Nowakowska K., Bartecka W., Koszutski T., Pastuszka A.: The long-term effects of surgery in patients with myelomeningocele and their influence on the parameters of gait - preliminary research (In:) Information technology in biomedicine. Proceedings 6th International Conference, (ed.) Pietka E., Badura P., Kawa J., Wieclawek W., Advances in Intelligent System and Computing, vol. 762, p. 602-611, 2019.
- [4] Jochymczyk-Woźniak K., Nowakowska K., Michnik R., Konopelska A., Luszawski J., Mandera M.: Assessment of locomotor functions of patients suffering from cerebral palsy qualified to treat by different methods. Innovation in biomedical engineering, (ed.) M. Gzik, E. Tkacz, Z. Paszenda, E. Piętka, Cham: Springer International Publishing, 2018, Advances in Intelligent System and Computing, vol. 623, p. 225-233.
- [5] Jochymczyk-Woźniak K., Nowakowska K., Michnik R., Gzik M., Wodarski P., Gorwa J., Janoska P.: Three-dimensional children gait pattern – reference data for healthy children aged between 7 and 17. In Information Technologies in Medicine 5th International Conference (ed.) Piętka E., Badura P., Kawa J., Wieclawek W., Advances in Intelligent System and Computing, vol. 762, p. 586-601, 2018
- [6] Michnik R., Kopyta I., Jochymczyk-Woźniak K. (red.): Wykorzystanie metod inżynierskich w analizie chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2016.
- [7] Michnik R., Nowakowska K., Jurkojć J., Jochymczyk-Woźniak K., Kopyta I.: Motor functions assessment method based on energy changes in gait cycle. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2017, vol. 19, no. 4, p. 63-75.
- [8] Schutte L.M., Narayanan U., Stout J.L., Selber P., Gage J.R., Schwartz M.H.: An index for quantifying deviations from normal gait. Gait & Posture, vol. 11, 2000, p. 25-31.
- [9] Schwartz M., Rozumalski A.: The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. Gait & Posture, vol. 28, 2008, p. 351-357.
- [10] Jochymczyk-Woźniak K., Nowakowska K.: Ocena chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym na podstawie wskaźnika GDI. Aktualne Problemy Biomechaniki, 2014, s. 127-132.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF GAIT IN PATIENTS WITH ANKLE-FOOT ORTHOSES - PRELIMINARY RESEARCH

Abstract: This article presents biomechanical analysis of gait patients with ankle-foot orthoses, who were diagnosed with cerebral palsy or patients after a surgery for myelomeningocele. The gait test was performed using the BTS Smart system. The analysis was based on the kinematic parameters of gait recorded during the study and the calculated energy expenditure. On the basis of the results obtained, the influence of selected orthoses on the quality of walking of individual patients was demonstrated.

Katarzyna KIESZCZYŃSKA¹, Mariola CIURAJ², Alicja AFFANASOWICZ³, Iwona DORONIEWICZ⁴

¹Przychodnia dla dzieci „Med Max”; „Usługi Fizjoterapeutyczne mgr Katarzyna Kieszczyńska”, Warszawa

²Specjalistyczne Centrum Fizjoterapii w Rybniku

³„Maluch”- Rehabilitacja niemowląt i małych dzieci Alicja Affanasowicz

⁴Wydział Fizjoterapii, Akademia Wychowania Fizycznego im. Jerzego Kukuczki w Katowicach

PRZEGLĄD NOWYCH, POWSZECHNIE STOSOWANYCH SKAL OCENY ROZWOJU NIEMOWLĄT

Streszczenie: cel pracy stanowiło ukazanie wiodących metod oceny motoryki i funkcjonowania niemowląt oraz stwierdzenie konieczności poszukiwania metod obiektywnych w dokumentowaniu postępu terapii na wczesnym etapie życia dziecka. Założono wyselekcjonowanie skal oceny rozwoju na podstawie kryterium precyzyjności i powtarzalności uzyskiwanych wyników. Istotne znaczenie dla ewaluacji metody wiązano z dostępnością i prostotą zastosowania skali podczas badania dzieci. W pracy, na podstawie stosowanych metod diagnostycznych zebrano i usystematyzowano możliwe do uzyskania za ich pośrednictwem informacje dotyczące rozwoju ruchowego dziecka w okresie niemowlęcym. Praca niniejsza, zwraca uwagę na konieczność standaryzacji i możliwie zoptymalizowania mierzalnych zachowań dziecka. Zwrócono uwagę na konieczność poszukiwania obiektywnych metod oceny dziecka.

Słowa kluczowe: niemowlę, metody diagnostyczne, Trafność i czułość metod diagnozy neurorozwojowej.

1. WSTĘP

Rozwój neuromotoryczny to proces ukierunkowany na osiągnięcie przez dziecko pełnej sprawności i niezależności ruchowej. Przebiega on w zaplanowanej kolejności, przez co u zdrowo rozwijających się niemowląt sekwencja ruchów jest powtarzalna. Posiada ona jednocześnie charakter kaskadowy, polegający na tym, że po osiągnięciu jednej czynności ruchowej, pojawia się kolejna [1].

Prawidłowy rozwój ruchowy dziecka zależy od prawidłowej pracy ośrodkowego układu nerwowego, która jest z kolei zależna między innymi od terminu i przebiegu porodu, prawidłowej pielęgnacji w pierwszych dniach życia czy też występowania odpowiedniej ilości bodźców ruchowych, jak i sensorycznych w życiu niemowlęcym [2].

2. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

Odpowiednio wcześniej wykryte zaburzenia rozwoju neuromotorycznego przyczyniają się bezpośrednio do zmniejszenia wystąpienia zaburzeń sensorycznych, problemów z koordynacją, jak i zaburzeń posturalnych u dzieci. Dlatego ocena rozwoju neuroruchowego na wczesnym etapie życia dziecka ma tak istotne znaczenie. Biorąc powyższe pod uwagę w niniejszej pracy przyjęto następujące cele:

- 1) Wyodrębnienie metod badawczych najczęściej wykorzystywanych do celów diagnostycznych u niemowląt i wykazanie ich użyteczności,
- 2) Wskazanie - w oparciu o wyniki badań przedstawione w wybranych artykułach - metod o największej czułości w wykrywaniu zaburzeń motorycznych u niemowląt.

3. MATERIAŁ I METODA

Ustalenia merytoryczne dokonane zostały w oparciu o dokonany przegląd piśmiennictwa naukowego, w szczególności z wykorzystaniem baz witryn internetowych:

- **Pubmed.gov**
- **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**
- **Semanticscholar.com**
- **Research Gate**

Kryterium merytoryczne wyselekcjonowania odpowiednich publikacji stanowiła dokonana w nich analiza zagadnienia diagnostyki dzieci w pierwszym roku życia. Zakresem przeszukania objęto zasoby powyższych baz w okresie ustalonym dla lat 2000 – 2017.

Grupą badaną, której dotyczyła diagnostyka stanowiły niemowlęta urodzone o czasie oraz wcześniaki. Przeanalizowano artykuły, opisujące zastosowanie jednej metody badawczej, jak i artykuły opierające się na analizie porównawczej efektów wykorzystania kilku metod, celem wykazania ich wzajemnych relacji oraz sprawdzalności osiągniętych wyników.

Badania naukowe prowadzone w zakresie sposobów oceny rozwoju neuroruchowego niemowląt odwołują się do kilku zasadniczych metod diagnostycznych, takich jak: Monachijaska Funkcjonalna Diagnostyka Rozwojowa, metoda Vojty, Structured Observation of Motor Performance (dalej: SOMP I), Alberta Infant Motor Scale (dalej: AIMS), Bayley Scales of Infant Development, 3rd edition (dalej: Baley – III), Peabody Developmental Gross Motor Scale (dalej: PDGMS), Peabody Developmental Motor Scale 2 (dalej: PDMS-2), Early Intervention Developmental Profile (dalej: EIDP), Movement Assessment for Infants (dalej: MAI), Ocena globalnych wzorców ruchowych (General Movements – GMs) według Prechtl'a, Test of Infant Motor Performance (dalej: TIMP), Goal Attainment Scaling (GAS).

4. WYNIKI

Ocena funkcjonalna dziecka we współczesnym ujęciu klinicznym oparta jest przede wszystkim na obserwacji dziecka polegającej na ocenie spontanicznej aktywności, lub też wywoływaniu odpowiedzi w toku różnorodnych zawieszzeń, ułożeń, czy też „prowokacji”. Choć metody te, powiązane z doświadczeniem osoby badającej są podstawą do prowadzenia czynności usprawniających, to jednak nie są badaniem obiektywnym.

Badania Gajewskiej et al. [3] bazowały na porównaniu zastosowania Monachijskiej Funkcjonalnej Diagnostyki Rozwojowej z badaniem reakcji ułożenia (reaktywności posturalnej) stosowanych w metodzie Vojty. Analiza wyników pozwoliła stwierdzić wczesne zmiany w układzie nerwowym. Choć ustalono, że obie metody mają wysoką czułość

w wykrywaniu wczesnych zmian i można je stosować zamiennie w badaniu pacjenta, to jednak dokumentacja ma przede wszystkim charakter opisowy i kwalifikacyjny, gdzie poza faktem wykonywania pewnych czynności, dokonuje się również oceny sposobu ich wykonania. Autorzy ustalili i opisali silną korelację pomiędzy porażeniem mózgowym, a asymetrią ciała z wyłączeniem asymetrycznego ułożenia głowy.

Szeroko opisywaną skalą znajdującą zastosowanie zarówno podczas badań i obserwacji niemowląt urodzonych o czasie, jak i u wcześniaków była skala SOMP I. Obserwowane działania motoryczne oceniano pod względem poziomu rozwoju (postępu) w 0, 2, 4, 6 i 10 miesiącu życia oraz stopnia i rodzaju odchylenia od opisywanego działania (jakość). Jej zastosowanie w tym pierwszym przypadku zaprezentowali Persson and Strömberg [4].

Praca autorstwa Montgomery et al. [5] dotyczyła przeznaczenia skali SOMP I do oceny wzorców motorycznych zarówno u wcześniaków, jak i u niemowląt urodzonych w terminie. Dzięki temu, iż metoda różnicowała zarówno poziom rozwoju ruchowego, jak i jakość wykonywanych wzorców ruchowych, możliwe okazało się adekwatne zastosowanie skali do grupy badanych niemowląt.

Johansen et al. [6] zweryfikowali użyteczność klinicznej skali SOMP I w rutynowej opiece nad niemowlętami. Niemowlęta z podejrzeniami zaburzeń motorycznych objęte zostały oceną jakości ruchu, aby rozpoznać zagrożenia rozwojowe. Przeprowadzone badania wykazały wysoką sprawdzalność uzyskiwanych wyników, a niemowlęta, które wykazywały opóźnienie w poziomie lub niewystarczającą jakość rozwoju motorycznego, mogły zostać objęte specjalistyczną opieką już po 2 miesiącach życia.

Piper et al. [7] charakteryzując skalę AIMS opierającą oceny na dokonywanych obserwacjach wskazali, że została skonstruowana w taki sposób, aby mierzyć rozwój motoryczny niemowląt od urodzenia do osiągnięcia etapu samodzielnego chodzenia. Diagnoza oparta była na ocenie niemowląt w 58-u pozycjach tj. w leżeniu tyłem (9), leżeniu przodem (21), pozycji siedzącej (12) oraz pozycji stojącej (16). Wyniki, które uzyskano wykazały korelacje między AIMS a wynikami skal Bayley i Peabody.

Inne zastosowanie metody AIMS, obrazujące jej uniwersalność, zaproponowali Bartlett et al. [8]. W artykule opisano użycie metody AIMS do oceny opóźnień rozwoju motorycznego niemowląt. Wyniki AIMS pozwoliły na bezbłędne wyselekcjonowanie dzieci wykazujących odchylenia od prawidłowego rozwoju ruchowego w kontekście wcześniejszych badań neurologicznych dokonywanych przez lekarzy.

Snyder et al. [9] wskazali komplementarność ocen niemowląt dokonywanych za pomocą metod AIMS i PDMS-2. W opinii autorów uzasadnionym z punktu widzenia uzyskiwanych informacji było przeprowadzenie badania zarówno w oparciu o jedną, jak i drugą skalę. Dodatkowo badacze wykazali łatwość stosowania skali AIMS w badaniu sprawności motorycznej niemowląt.

Ciekawe wyniki w zakresie badań porównawczych nad wykorzystaniem metody PDMS-2 i EIDP uzyskali Maring and Elbaum [10], stosując skale MAI I AIMS w odniesieniu do skali poznawczo - językowej BAYLEY - III, używanej do badań przesiewowych niemowląt zagrożonych problemami rozwojowymi. Wyniki badań wskazały na trafność używania skal w przypadku niemowląt do 4 miesiąca życia, kiedy to testy wykazały największą czułość.

Romeo i wsp. [11] podkreślili znaczenie wczesnej oceny neurologicznej wcześniaków, wraz z jednoczesnym zastosowaniem tradycyjnego badania neurologicznego z obserwacją ruchów globalnych (GM) niemowląt metodą Prechtla. Podstawową techniką w tej metodzie była obserwacja polegająca na nakręcaniu krótkich, kilkuminutowych (przynajmniej 5 minut) filmów, z udziałem dziecka w jego naturalnych warunkach, bez niczyjej ingerencji.

Globalne ruchy (GM) zdaniem badaczy Einspieler i Prechtla [12], to część spontanicznego repertuaru ruchów obecnego od wczesnego życia płodowego do końca pierwszej połowy roku życia. Jako złożone, występujące często i trwające wystarczająco długo można je właściwie obserwować. Jeśli system nerwowy jest zaburzony, GM traci swój

złożony i zmienny charakter i staje się monotony i słaby. Jak wykazały badania, dwa specyficzne nieprawidłowe wzorce GM trafnie przewidują późniejsze porażenie mózgowe.

Hadders –Algra [13] analizując ocenę z wykorzystaniem skali GM, opisała nową formę oceny aktywności neuromotorycznej małych dzieci, w oparciu o ocenę jakości ruchów globalnych. GM to ruchy płodów i niemowląt, w których uczestniczą wszystkie części ciała. Zdaniem autorki, istnieje odpowiednia technika oceny tych GM pozwalająca na ustalenie, które z nich zaliczane są do normy, w wypadku których można mówić o łagodnym zaburzeniu, a które znacznie wykraczają poza normę w zakresie prawidłowości rozwoju.

Warto również wspomnieć o wynikach uzyskanych przez Krasny-Pacini et al. [14] w kontekście wykorzystania skróconej techniki skalowania stopnia osiągnięcia celu/wyniku GAS (Goal Attainment Scaling). Metoda opisuje spersonalizowaną skalę oceny aktywności ruchowej i okazuje się przydatna do weryfikacji ilościowej postępów rehabilitacji. Po przeprowadzeniu badań na wyselekcjonowanej grupie dzieci spastycznych, autorzy pozytywnie oceniają jej przydatność dla analizy jakości ruchu u dzieci ze zdiagnozowanym mózgowym porażeniem dziecięcym.

5. DYSKUSJA

Dokonując analizy artykułów i znajdujących się tam skal diagnostycznych należy zwrócić uwagę na różnorodność prowadzonych badań i przyjmowanych założeń badawczych. W tym kontekście uwzględniając różnice poglądów naukowców, nie sposób jednoznacznie określić wiodącej, najbardziej dokładnej skali oceny rozwoju niemowląt. W wybranej grupie artykułów najczęściej wykorzystywane w oparciu o rozległe badania niemowląt były skale AIMS I TIMP. Wśród zalet wszystkich analizowanych metod wskazywana jest ich ogólnodostępność w sytuacji, gdy są metodami szybkimi do przeprowadzenia, a przy tym w opinii badaczy skutecznymi. Niekwestionowaną zaletą przedstawianych metod diagnostycznych jest również ich nieinwazyjność. Poza oceną GM wg Prechtla metody bazują na obserwacji niemowląt podczas spontanicznej aktywności, przez co badanie może być powtarzane w celu monitorowania rozwoju niemowlęcia, jak i postępów przeprowadzanej terapii. Powtarzalność ta ma szczególnie istotne znaczenie w przypadku podejrzenia nieprawidłowości neurologicznych, ponieważ pozwala egzaminatorowi nie tylko na potwierdzenie trwałości zaburzenia rozwoju, ale także śledzenie jego ewolucji.

Efektom dobrania odpowiedniej metody jest właściwy i szczegółowy profil stanu neurologicznego ocenianego niemowlęcia, w szczególności duża wykrywalność mózgowego porażenie dziecięcego na wczesnym etapie rozwoju. To z kolei, w kontekście niezwłocznego dobrania odpowiedniego leczenia i technik fizjoterapeutycznych ma fundamentalne znaczenie dla zdrowia pacjenta.

Warto jednak pamiętać, na co autorzy analizowanych publikacji wielokrotnie wskazywali, że istotnym dla osiągnięcia najlepszych rezultatów badania jest stosowanie różnych metod diagnostyki i zestawianie ich wyników tak, aby finalnie uzyskać możliwie najbardziej wiarygodne prognozy rozwoju ruchowego niemowląt. To z kolei wskazuje pośrednio na labilny i niejednoznaczny charakter wyników uzyskiwanych za pomocą pojedynczej metody, która to okoliczność samodzielnie stanowi już o niedogodności podejmowanej diagnostyki, skoro wymaga weryfikacji rozwoju ruchowego w zakresie kilku odrębnych systemów interpretacyjnych bazujących dodatkowo na odmiennych przesłankach.

Takie również wnioski wynikają ze szczegółowej walidacji stosowanych narzędzi diagnostycznych w każdej ze wskazanych metod. Żadna ze skal, jakkolwiek ich praktycznej doniosłości nie sposób bagatelizować, nie jest w znaczeniu naukowym produktem finalnym i niezawodnym narzędziem diagnostycznym w stopniu, pożądanym w kontekście terapeutycznym. Wszystkie badane skale, co należy podkreślić, systemowo bazują na –

z konieczności subiektywnej i w znacznym stopniu intuicyjnej - roli terapeuty nie wspomaganego, w stopniu zestandaryzowanym i odgórnie ustalonym, narzędziami inżynierii biomedycznej, w którym to zakresie dostrzec należy zasadniczy aspekt wymagający kierunkowej progresji.

Pogłębianą sukcesywnie specjalistyczną wiedzą w zakresie oceny rozwoju neuromotorycznego dzieci skutkującą opracowywaniem coraz precyzyjniejszych i potwierdzonych w zakresie sprawdzalności skali rozwoju ruchowego, wskazuje jednoznacznie, że miarą sukcesu diagnostycznego, a w konsekwencji również terapeutycznego jest precyzja przeprowadzanego badania oraz ilość możliwych do sklasyfikowania zachowań i odruchów badanego pacjenta.

Analizowane skale bazują w tym zakresie na percepcji terapeuty, która z przyczyn obiektywnych jest ograniczona. Dalszy rozwój narzędzi badawczych zakładać musi w konsekwencji możliwie szerokie wykorzystanie w ramach skali innowacyjnych rozwiązań technicznych, w tym narzędzi multimodalnych i informatycznych, które wymiennie wspomogą diagnostę zarówno w zakresie ilości uzyskiwanych danych, jak i możliwości obliczeń, pomiarów i prognoz.

6. PODSUMOWANIE

Potwierdzając wysoki stopień sprawdzalności (jak na ograniczenia percepcyjne pojedynczego diagnosty) i sukcesywny rozwój opisywanych skal, znajdujący odzwierciedlenie w przedstawionych w niniejszej pracy narzędziach i ich wynikach, stwierdzić należy, że dla ich dalszego rozwoju niezbędne wydaje się poszerzenie instrumentarium poznawczego - w stopniu możliwie szerokim - o najnowsze osiągnięcia techniczne, tak, aby zmaksymalizować jednoznaczność diagnozy już w efekcie jednokrotnego badania bazującego na możliwie szerokim dorobku dotychczasowego skalowania.

LITERATURA

- [1] Borkowska M., Szwiling Z.: Metoda NDT Bobath. Poradnik dla rodziców, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2011, 2012.
- [2] Trusewicz R., Pogorzała A.: Rozwój ruchowy dziecka z uwzględnieniem założeń koncepcji NDT Bobath. W: Innowacyjność i tradycja w fizjoterapii. Monografia pod redakcją A. M. Borowicz. Poznań 2017, s. 127-140.
- [3] Gajewska F., Sobieska M., Samborski W.: Zależność między Monachijską Funkcjonalną Diagnostyką Rozwojową a oceną reaktywności posturalnej na podstawie 7 prowokowanych reakcji ułożeniowych według Vojty przeprowadzonej w pierwszym okresie życia. w: Ann Acad Med Stetin 2009, T. 55, nr 3, s. 15-20.
- [4] Persson K., Strömberg B.: Structured observation of motor performance (SOMP I) applied to neonatally healthy full term infants at the ages of 0-10 months. w: Early Human Development, vol. 40(2), 1995, p. 127-143.
- [5] Montgomery C., Hellström Westas L., Strand Brodd K., Sonnander K., Persson K.: The Structured Observation of Motor Performance in Infants has convergent and discriminant validity in preterm and term infants. w: Acta Paediatrica, vol. 106(5), 2017, p. 740-748.
- [6] Johansen K., Persson K., Sonnander K., Magnusson M., Saradi A., Lucas S.: Clinical utility of the Structured Observation of Motor Performance in Infants within the child health services. w: PLoS One, vol. 12(7), 2017.
- [7] Piper M.C., Pinnell L.E., Darrach J., Maguire T., Byrne P.J.: Construction and validation of the Alberta Infant Motor Scale (AIMS). w: Canadian Journal of Public Health. Vol. 83(2), 1992. p. 46-50.

- [8] Bartlett D.J., Fanning J.E.: Use of the Alberta Motor Scale to characterize the motor development of infants born preterm at eight months corrected age. w: *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, vol. 23(4), 2003, p. 31-45.
- [9] Snyder P., Eason J.M., Philibert D., Ridgway A., McCaughey T.: Concurrent validity and reliability of the Alberta Infant Motor Scale in infants at dual risk for motor delays. w: *Physical & Occupational Therapy in Pediatrics*, vol. 28(3), 2008, p. 267-82.
- [10] Maring J.R., Elbaum L.: Concurrent Validity of the Early Intervention Developmental Profile and the Peabody Developmental Motor Scale-2. w: *Pediatric Physical Therapy*, vol. 19(2), 2007, p. 116-120.
- [11] Romeo D.M., Guzzetta A., Scoto M., Cioni M., Snyder P., Patusi P., Mazzone D., Romeo M.G.: Early neurologic assesment in preterm infants :integration of traditional neurlogic examination and observation of general movements. w: *European journal of Pediatric Neurology*, vol.12, 2008, p.183-189.
- [12] Einspieler C., Prechtl H.: Prechtl's assessment of general movements: a diagnostic tool for the functional assesment of the young nervous system. w: *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews*, vol.11(1), 2005, p. 61-67.
- [13] Hadders -Algra M.: General movements: A window for early identyfication of children at high risk for developmental disorders. w: *The Journal of Pediatrics*, vol. 145(2), 2004, p. 12-18.
- [14] Krasny-Pacini A., Pauly F., Hiebel J., Godon S., Isner-Horobeti M.E., Chevignard M.: Feasibility of a shorter Goal Attainment Scaling method for a pediatric spasticity clinic - The 3-milestones GAS. w: *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol.60(4), 2017, p.249-257.

Hanna ZADON¹, Robert MICHNIK², Katarzyna NOWAKOWSKA²

¹Koło Naukowe „BIOKREATYWNI”, Politechnika Śląska, Zabrze

¹Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

WPLYW UPROSZCZEŃ STOSOWANYCH W PROCESIE MODELOWANIA MATEMATYCZNEGO NA WARTOŚCI OBCIĄŻEŃ UKŁADU SZKIELETOWO-MIĘŚNIOWEGO KRĘGOSŁUPA

Streszczenie: Celem niniejszej pracy było porównanie dwóch różnych sposobów modelowania matematycznego układu ruchu człowieka oraz określenie ich wpływu na uzyskane wartości obciążeń występujących w odcinku lędźwiowym kręgosłupa podczas podnoszenia 10kg przedmiotu ze stołu. W pracy skupiono się na określeniu wpływu ułożenia miednicy na uzyskiwane wartości sił reakcji. Symulacje ruchu przeprowadzono z wykorzystaniem modelu matematycznego StandingModel, który został opracowany w środowisku AnyBody Modeling System.

Słowa kluczowe: modelowanie matematyczne, AnyBody Modeling System, odcinek lędźwiowy kręgosłupa, obciążenia

1. WSTĘP

Biomechanika jest interdyscyplinarną nauką zajmującą się działaniem wewnętrznych i zewnętrznych sił na ciało oraz skutkami tych działań. W związku z czym jednym z jej podstawowych celów jest opracowanie metod wyznaczania obciążeń powstających w układzie szkieletowo-mięśniowym człowieka. Wśród obecnie stosowanych metod wyróżnia się: metody wykorzystujące implanty pomiarowe (np. implant trzonu kręgu VBR (ang. vertebral body replacement) [1,2,3,4] lub przetworniki umożliwiające pomiar ciśnienia wewnątrzdyiskowego [5,6]), metody bazujące na pomiarach EMG oraz modelowanie matematyczne narządu ruchu [7,8,9,10,11]. Najpopularniejszym obecnie sposobem określania obciążeń narządu ruchu, ze względu na bezinwazyjność, niewielki stopień skomplikowania pomiarów oraz możliwość przeprowadzenia symulacji o różnych warunkach brzegowych, jest modelowanie matematyczne wykorzystujące techniki optymalizacyjne. Rozwiązanie odwrotnego zadania dynamiki z zastosowaniem optymalizacji statycznej pozwalają na wyznaczenie sił reakcji w stawach oraz wartości sił mięśniowych.

Matematyczne modele układu szkieletowo-mięśniowego człowieka o największej złożoności, które pozwalają na prowadzenie symulacji dynamicznych, odnaleźć można w bibliotekach komercyjnych środowisk AnyBody Modeling System i OpenSim. Modele te różnią się złożonością i przeznaczeniem, a ponadto: sposobem sterowania modelem oraz wprowadzania danych wejściowych, sposobem skalowania modelu, warunkami brzegowymi itd. [8,9]. Niezwykle istotnym etapem w procesie modelowania jest właściwy dobór modelu oraz dokonanie jego analizy wrażliwości, która polega na ocenie wpływu wybranych

parametrów wejściowych modelu na uzyskane wyniki symulacji. Dokonanie analizy wrażliwości modelu pozwala na poprawienie dokładności prowadzonych symulacji oraz umożliwia prawidłową interpretację wyników.

Celem niniejszej pracy było określenie wpływu przyjętego uproszczenia w modelu matematycznym StandingModel w środowisku AnyBody polegającego na nieuwzględnieniu ułożenia miednicy podczas symulacji podnoszenia 10 kg przedmiotu ze stołu na wartości obciążeń lędźwiowego odcinka kręgosłupa.

2. METODYKA MODELOWANIA I IDENTYFIKACJI OBCIĄŻEŃ W ODCINKU LĘDŹWIOWYM KRĘGOSŁUPA

Proces opracowywania modelu matematycznego w środowisku AnyBody Modeling System składał się z trzech etapów: (1) uzyskanie danych wejściowych (tj. wartości kątów w poszczególnych stawach) z pomiarów doświadczalnych, (2) przygotowanie modelu StandingModel i przeprowadzenie symulacji ruchu podnoszenia w 2 wariantach modelowania – z i bez uwzględniania ułożenia miednicy, (3) wyznaczenie obciążeń w układzie szkieletowo-mięśniowym poprzez rozwiązanie odwrotnego zadania dynamiki oraz wykorzystania optymalizacji statycznej.

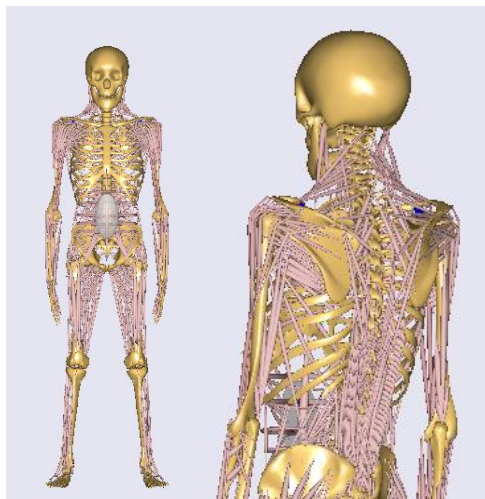
Badania doświadczalne przeprowadzono z udziałem jednej 20-letniej kobiety za pomocą systemu optycznego APAS. Na ciele badanej osoby umieszczono 8 markerów w charakterystycznych punktach antropometrycznych tj.: 1–staw nadgarstkowy, 2–staw łokciowy, 3–staw ramienny, 4–staw biodrowy, 5–staw kolanowy, 6–staw skokowy, 7–kolec biodrowy przedni, 8–kość krzyżowa. Celem osoby badanej było podnoszenie 10kg przedmiotu ze stołu o wysokości 50cm. Wykonywany ruch był rejestrowany za pomocą jednej kamery ustawionej prostopadle do płaszczyzny strzałkowej. Zarejestrowany przez kamerę obraz pozwolił na określenie współrzędnych markerów, a następnie na wyznaczenie kątów stawowych będących danymi wejściowymi do przeprowadzenia symulacji komputerowych.

Symulacje ruchu podnoszenia w środowisku AnyBody Modeling System przeprowadzono z wykorzystaniem modelu całego ciała człowieka - modelu StandingModel (SM) (rys.1), który zbudowany jest z 69 brył sztywnych, ok. 1000 aktonów mięśniowych oraz modelu ciśnienia śródbrzusznego. W modelu zastosowano metodę skalowania – ScalingLengthMassFatExt, która na podstawie informacji o masie, wzroście oraz procentowej zawartości tkanki tłuszczowej osoby badanej przeskala wymiary segmentów ciała oraz wartości sił mięśniowych. Ciężar podnoszonego przedmiotu zasymulowano poprzez przyłożenie do środka każdej dłoni wektora siły w osi OY o wartości -49.1N. W trakcie opracowywania modelu StandingModel przyjęto następujące uproszczenia: (1) założono symetryczność budowy ciała człowieka oraz wykonywanego ruchu, (2) stopy modelu były w ciągłym kontakcie z podłożem, (3) obciążenia powstające w odcinku lędźwiowym kręgosłupa wyznaczono wyłącznie dla 3 wybranych etapów ruchu (rys. 2):

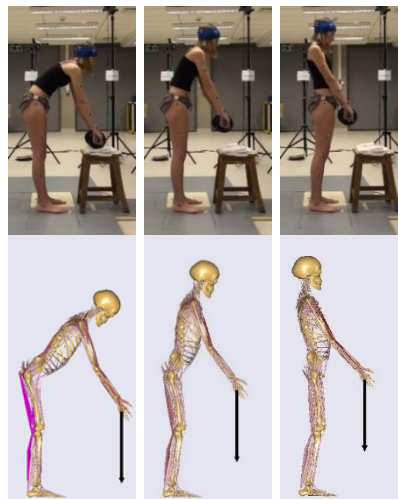
- pozycja 1 – moment oderwania przedmiotu od powierzchni stołu – największe pochylenie tułowia,
- pozycja 2 – etap pośredni,
- pozycja 3 – trzymanie przedmiotu w postawie wyprostowanej.

Obciążenia występujące w układzie szkieletowo-mięśniowym wyznaczono poprzez rozwiązanie odwrotnego zadania dynamiki oraz zastosowanie optymalizacji statycznej. Przyjętym kryterium optymalizacyjnym była minimalizacja sumy sześciątów stosunku siły mięśniowej do jego siły maksymalnej.

Wykorzystany model układu szkieletowo-mięśniowego ciała człowieka dostępny w repozytorium środowiska AnyBody był wielokrotnie weryfikowany przez autorów innych prac [8,9,10,12]. Dla czynności życia codziennego wartości wypadkowych reakcji w stawach lędźwiowego odcinka kręgosłupa otrzymane z symulacji w środowisku AnyBody pokrywają się z wynikami badań doświadczalnych, zmierzonymi w pomiarach *in vivo* za pomocą przetwornika mierzącego ciśnienie wewnątrzdyiskowe czy za pomocą telemetrycznej protezy trzonu kręgu VBR. Uzyskane w niniejszej pracy wartości również są zbliżone do wyników badań doświadczalnych przedstawionych w [1,5,6].



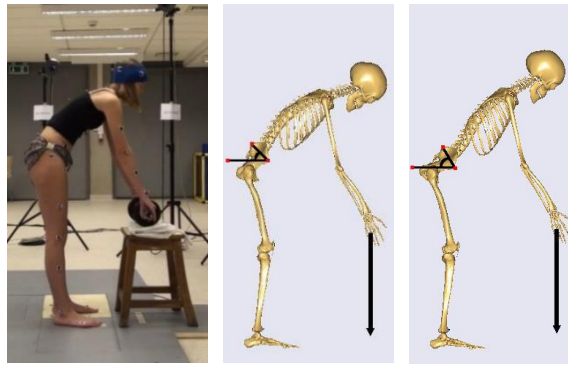
Rys.1. Model StandingModel (SM)



Rys.2. Przykładowy podział ruchu podnoszenia przedmiotu a) podczas badań doświadczalnych, b) odwzorowany z wykorzystaniem modelu SM

Obliczenia numeryczne z wykorzystaniem modelu StandingModel przeprowadzono w dwóch wariantach (rys. 3):

- wariant 1 – uwzględniający ułożenie miednicy – kąt ułożenia miednicy w badaniach doświadczalnych wyznaczono na podstawie kąta pomiędzy prostą przechodzącą przez markery umieszczone na kolcu biodrowym przednim i kości krzyżowej a płaszczyzną poziomą; ze względu na fakt, iż w systemie Anybody ustawienie miednicy jest korygowane przez zmianę kąta ustawienia miednicy względem klatki piersiowej i płaszczyzny pionowej, wartość tą wyznaczano biorąc pod uwagę ustawienie miednicy oraz ustawienie górnej części ciała;
- wariant 2 – nieuwzględniający ułożenia miednicy – miednica została ułożona przez system Anybody - pochylenie miednicy względem klatki piersiowej (tym samym tułowia) nie ulegało zmianie; pochylenie miednicy zmieniało się razem z kątem w stawie biodrowym (zmieniającym pochylenie tułowia) wyznaczonym na podstawie dwóch prostych przechodzących przez markery umieszczone w stawie kolanowym, na krętarzu oraz w stawie ramiennym.



Rys.3. Porównanie ułożenia ciała na przykładzie 1 etapu podnoszenia przedmiotu podczas a) pomiarów doświadczalnych oraz symulacji przeprowadzonych z wykorzystaniem modelu StandingModel w b) wariacie 1 - uwzględniającym ułożenie miednicy, c) wariacie 2 - nieuwzględniającym ułożenia miednicy

W symulacjach nie zmieniano ułożenia poszczególnych segmentów kręgosłupa. Zmiana jego ułożenia wynikała bezpośrednio z modyfikacji ustawienia miednicy.

Uzyskane wartości pochylenia miednicy względem płaszczyzny poziomej dla obu wariantów przedstawiono w tabeli 1. Średnia różnica w wartościach kątowych pomiędzy wariantami wyniosła: $10^{\circ} \pm 3^{\circ}$.

Tabela 1. Zestawienie wartości kątów pochylenia miednicy w pł. strzałkowej w wariacie I i II obliczeń

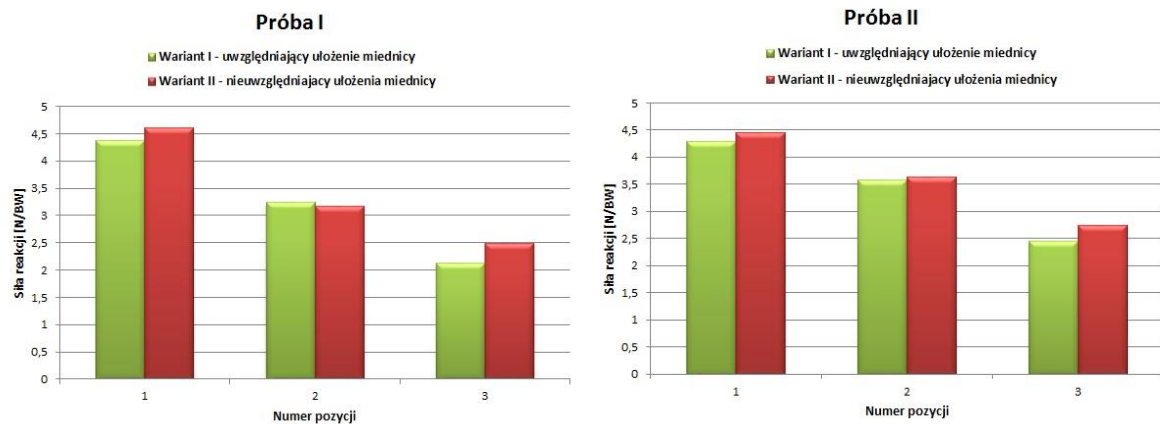
	Próba I		Próba II	
	Wariant I	Wariant II	Wariant I	Wariant II
Pozycja 1	46°	63°	53°	62°
Pozycja 2	32°	40°	32°	42°
Pozycja 3	25°	17°	24°	16°

3. ANALIZA WYNIKÓW

Analizę porównawczą różnych sposobów modelowania w środowisku AnyBody Modeling System przeprowadzono na podstawie wartości wypadkowych sił reakcji występujących w stawie L5-S1 lędźwiowego odcinka kręgosłupa. Obciążenia wyznaczono na podstawie danych kinematycznych pochodzących z dwóch prób podnoszenia przedmiotu ze stołu. Uzyskane wyniki znormalizowano względem ciężaru ciała BW (ang. Body Weight).

Na rys. 4 oraz w tabelach 2-3 przedstawiono wartości obciążeń otrzymane w trakcie I oraz II próby wykonywania ruchu podnoszenia. Zarówno podczas modelowania z uwzględnieniem jak i bez uwzględniania ułożenia miednicy największe wypadkowe wartości sił reakcji w segmencie L5-S1 otrzymano podczas I etapu podnoszenia przedmiotu (moment największego pochylenia tułowia) i wyniosły odpowiednio 4,37 N/BW i 4,60 N/BW dla próby I oraz 4,29 N/BW i 4,45 N/BW dla próby II. Nieuwzględnienie podczas modelowania ułożenia miednicy w I fazie ruchu spowodowało wzrost obciążeń o ok. 4-5%. Najmniejsze różnice w wartościach obciążeń zanotowano w II fazie ruchu – w przypadku I próby nieuwzględnienie pochylenia miednicy spowodowało zmniejszenie obciążeń o 2%, w próbie II – nastąpił niewielki wzrost obciążeń z wartości 3,58 N/BW na 3,63 N/BW. Natomiast największe różnice w wynikach zarejestrowano dla pozycji III – podczas trzymania przedmiotu w postawie wyprostowanej. Niewielkie odchylenie miednicy do tyłu (I wariant obliczeń) spowodowało uzyskanie wartości równych 2,13 N/BW (próba I) oraz 2,46 N/BW (próba II). Podczas gdy nieuwzględnienie ułożenia miednicy doprowadziło do wzrostu

obciążeń do wartości 2,49 N/BW (próba I) oraz 2,75 N/BW (próba II) jednocześnie generując różnice na poziomie 12-16% pomiędzy analizowanymi wariantami obliczeń.



Rys.4. Porównanie wypadkowych wartości sił reakcji wyznaczonych w segmencie L5-Sacrum podczas symulacji podnoszenia przedmiotu ze stołu z wykorzystaniem modelu StandingModel

Tabela 2. Zestawienie wartości sił reakcji oraz procentowych różnic dwóch wariantów obliczeń – próba I

	Siła reakcji [N/BW]		
	Pozycja 1	Pozycja 2	Pozycja 3
Wariant I – uwzględniający ułożenie miednicy	4,37 (100%)	3,24 (100%)	2,13 (100%)
Wariant II – nieuwzględniający ułożenia miednicy	4,60 (105%)	3,16 (98%)	2,49 (116%)

Tabela 3. Zestawienie wartości sił reakcji oraz procentowych różnic dwóch wariantów obliczeń – próba II

	Siła reakcji [N/BW]		
	Pozycja 1	Pozycja 2	Pozycja 3
Wariant I – uwzględniający ułożenie miednicy	4,29 (100%)	3,58 (100%)	2,46 (100%)
Wariant II – nieuwzględniający ułożenia miednicy	4,45 (104%)	3,63 (101%)	2,75 (112%)

4. PODSUMOWANIE

Modelowanie matematyczne w środowisku AnyBody Modeling System jest cennym źródłem informacji o występujących obciążeniach w układzie szkieletowo-mięśniowym człowieka, które mogą być wykorzystane m.in. do diagnostyki układu ruchu [10, 11], oceny postępów rehabilitacji [10] czy ergonomicznego projektowania stanowiska pracy [13]. Istotnym czynnikiem wpływającym na otrzymane wartości sił reakcji oraz sił mięśniowych jest prawidłowy dobór modelu oraz przyjęcie odpowiednich uproszczeń.

W niniejszej pracy przedstawiono 2 sposoby modelowania matematycznego tego samego ruchu – podnoszenia 10kg przedmiotu ze stołu z wykorzystaniem modelu StandingModel. Różnice uzyskane w wartościach sił reakcji dla poszczególnych wariantów obliczeń – z i bez uwzględniania ułożenia miednicy pokazują, iż drobna zmiana w sposobie modelowania może znacząco wpłynąć na otrzymane wartości. Przeprowadzona analiza porównawcza ukazała, iż przyjęcie uproszczenia polegającego na nieuwzględnieniu pochylenia miednicy w symulacjach podnoszenia przedmiotu może doprowadzić do wzrostu obciążeń nawet o 16%.

Przeprowadzone symulacje potwierdzają, iż proces modelowania matematycznego jest trudnym zagadnieniem, podczas którego należy mieć świadomość wpływu przyjętych uproszczeń na otrzymane wyniki. W dalszych pracach zakłada się przeprowadzenie symulacji określających wpływ sposobu skalowania sylwetki, uwzględnienia asymetrii ruchu oraz odwzorowania zgięcia kręgosłupa na uzyskiwane wartości obciążeń występujących w układzie szkieletowo-mięśniowym człowieka podczas różnych czynności dnia codziennego.

Praca została zrealizowana w ramach projektu „System interaktywnej rehabilitacji kręgosłupa i postawy w aspekcie dynamicznej, spersonalizowanej stymulacji D4S” (nr projektu: POIR.04.01.02-00-0082/17-00) współfinansowanego ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego, w ramach Programu Operacyjnego Inteligentny Rozwój, Działanie 4.1 Badania naukowe i prace rozwojowe, Poddziałanie: 4.1.2 Regionalne agendy naukowo-badawcze.



Rzeczpospolita
Polska



Unia Europejska
Europejski Fundusz
Rozwoju Regionalnego



LITERATURA

- [1] Rohlmann A., Pohl D., Bender A., Graichen F., Dymke J.: Activities of Everyday Life with High Spinal Loads. PloS ONE, vol. 9(5), 2014, e98510.
- [2] Dreischarf M., Albiol L., Zander T., Arshad R., Grichen F., Bergmann G., Schmidt H., Rohlmann A.: In vivo implant forces acting on a vertebral body replacement during upper body flexion. Journal of Biomechanics, vol. 48(4), 2015, p. 560-565.
- [3] Dreischarf M., Rohlmann A., Graichen F., Bergmann G.: In vivo loads on vertebral body replacement during different lifting techniques. Journal of Biomechanics, vol. 49, 2016, p. 890-895.
- [4] Rohlmann A., Zander T., Graichen F., Bergmann G.: Lifting up and laying down a weight causes high spinal loads. Journal of Biomechanics, vol. 46, 2013, p. 511-514.
- [5] Wilke H., Neef P., Caimi M., Hooglanf T., Claes LE.: New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. SPINE, vol. 24(8), 1999, p. 755-762.
- [6] Wilke H., Neef P., Hinz B., Seidel H., Claes L.: Intradiscal pressure together with antropometric data – a data set for the validation of models. Clinical Biomechanics, 16 (1), 2001, p. 111-126.
- [7] Stambolian D., Eltoukhy M., Asfour S.: Development and validation of a three dimensional dynamic biomechanical lifting model for lower back evaluation for careful box placement. International Journal of Industrial Ergonomics, vol. 54, 2016, p. 10-18.
- [8] de Zee M., Hansen L., Wong Ch., Rasmussen J. and Simonsen E.B. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. Journal of Biomechanics, vol. 40, 2007, p. 1219-1227.
- [9] Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., de Zee, M. Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. Simul. Model. Pract. Theory, vol. 14, 2016, p. 1100–1111.
- [10] Michnik R., Nowakowska K., Jurkój J., Jochymczyk-Woźniak K., Kopyta I., Manderka M.: Wykorzystanie metod modelowania obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego u pacjenta z mózgowym porażeniem dziecięcym. Modelowanie Inżynierskie, T. 24, nr 55, 2015, s. 74-80.

- [11] Chrzan M., Michnik R., Nowakowska K.: Ocena obciążeń w odcinku szyjnym kręgosłupa podczas użytkowania gogli do wirtualnej rzeczywistości. *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 13, 2017, s. 5-11.
- [12] Rasmussen J., de Zee M., Carbes S.: Validation of a biomechanical model of the lumbar spine, Congress XXII of the International Society of Biomechanics, 2009.
- [13] Atici H., Gonen D., Oral A., Kaya B.: Ergonomic Analysis of an assembly line using the AnyBody Modeling System. Conference: The 3rd World Congress on Mechanical, Chemical, and Material Engineering. Rome, Italy 2017, no. ICMIE 125.

THE INFLUENCE OF SIMPLIFICATIONS USED IN MATHEMATICAL MODELING PROCESS ON THE LOADS IN THE LUMBAR SPINE

Abstract: The aim of this study was to compare two different methods of mathematical modeling of the musculoskeletal system and to determine their impact on values of loads in the lumbar spine during lifting 10kg object from the table. Simulations were performed by using a mathematical model of human body - StandingModel in the AnyBody Modeling System.

Mateusz ZAPART¹, Cezary KRAWCZYK², Ewa RADWIN², Marcelina CZERWIK², Sara SARRAJ³

¹Centrum Stomatologii CONSLAMED, Wrocław

²Medyczna Szkoła Policealna Województwa Śląskiego im. prof. A. Cieszyńskiego, Zabrze

³SKN Inżynierii Biomateriałów „Synergia”, Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska, Zabrze

OCENA ODPORNOŚCI KOROZYJNEJ STOPU TI-6AL-4V PO OBRÓBCE STRUMIENIOWO-ŚCIERNEJ STOSOWANYM W PROTETYCE STOMATOLOGICZNEJ

Streszczenie: Niniejsza praca dotyczy badań odporności korozyjnej stopu Ti-6Al-4V o zmodyfikowanej powierzchni poprzez obróbkę mechaniczną (szlifowanie, polerowanie oraz obróbka strumieniowo-ścierna) do zastosowań w protetyce stomatologicznej. W ramach pracy przeprowadzono pomiar kąta zwilżania oraz badania odporności na korozję wżerową i szczelinową. Uzyskane wyniki jednoznacznie wykazały, że niezależnie od rodzaju modyfikacji powierzchni stop Ti-6Al-4V ma charakter hydrofilowy i jest odporny na korozję wżerową i szczelinową.

Słowa kluczowe: Stop Ti-6Al-4V, protetyka stomatologiczna, korozja wżerowa, korozja szczelinowa, kąt zwilżania

1. WSTĘP

Protetyka stomatologiczna stanowi dynamicznie rozwijający się obszar stomatologii, którego postęp jest nierozdzielnie związany ze zmianami dokonującymi się w zakresie nauki o materiałach oraz wdrażaniem nowych osiągnięć z zakresu inżynierii materiałowej. Najbardziej daleko idące zmiany można zaobserwować w zakresie implantologii a zwłaszcza nowych procedur zabiegowych, sposobów przygotowania powierzchni implantów oraz nowych postaci konstrukcyjnych [1,2]. Jeżeli rozważa się kwestie implantologiczne wiążą się one nierozdzielnie z tytanem i jego stopami, które w chwili obecnej stanowią „złoty standard” w implantologii stomatologicznej [3,4]. Zastosowanie znajdują stopy dwufazowe lub jednofazowe alfa lub beta. Zmniejszenie temperatury alotropowej przemiany oraz zwiększenie wytrzymałości mechanicznej tytanu można uzyskać poprzez dodanie pierwiastków stopowych takich jak żelazo, chrom oraz aluminium. Faza alfa jest stabilizowana pierwiastkami międzywęzłowymi tj: tlen, azot oraz węgiel. Natomiast stabilizację fazy beta uzyskuje się poprzez dodanie molibdenu, niobu oraz wanadu, pierwiastki te wpływają na obniżenie temperatury przemian alotropowych [5,6]. W ofercie handlowej producentów materiałów stomatologicznych tj. Noble Biocare, Straumann, Dentaurum można znaleźć całą gamę wszczepów śródszpikowych w różnych postaciach geometrycznych oraz typoszeregach, które są dedykowane dla pacjentów niemalże w każdym wieku [7,8,9]. W ich budowie można zaobserwować zróżnicowane formy łączenia

tz. Łącznika implantologicznego z śruba implantologiczną m. in. stożek Morse'a, wewnętrzny sześciokąt, zewnętrzny sześciokąt i dodekagon. Tytan i jego stopy zyskały popularność w zastosowaniach stomatologicznych ze względu na ich odporność na korozję wynikającą z wysokiej zawartości atomów tytanu w stosunku do tlenu, co warunkuje powstanie cienkiej i stabilnej warstwy tlenku inertnego, która chroni przed procesami korozyjnymi. Jednakże ze względu na dużą zmienność warunków środowiskowych panujących w jamie ustnej tj. pH, zmiany temperatury wynikające ze spożywania pokarmów, zaburzona gospodarka elektrolitowa czy zwyczajna niedbałość ze strony pacjenta odporność korozyjna tytanu i jego stopów może ulec znacznemu pogorszeniu [10,11]. Kolejnym czynnikiem, który może negatywnie wpłynąć na odporność korozyjną implantów stomatologicznych wykonanych ze stopu tytanu jest sposób obróbki powierzchni śruby implantologicznej [12,13]. Ze względu konieczność uzyskania dobrego połączenia kość-implant i odpowiedniej retencji wraz fizjologicznym przenoszenie sił wywieranym w trakcie żucia istnieje konieczność odpowiedniego opracowania śruby implantologicznej, która to obróbka może mieć niestety negatywny wpływ na odporność korozyjną implantu [12,13]. W tabeli 1 poniżej przedstawiono wybrane właściwości mechaniczne dentystycznych stopów tytanu [14,15].

Tabela 1. Wybrane właściwości mechaniczne stomatologicznych stopów tytanu

Stop	Granica plastyczności $R_{p0,2}$ [MPa]	Wytrzymałość na rozciąganie R_m [MPa]	Twardość H , [HV]	Wydłużenie A_5 , [%]
Ti-Ni	-	470	190	8
Ti-6Al-4V (odlewany)	847	976	-	5.1
Ti-6Al-4V (przerabiany plastycznie)	729	954	346	10
Ti-6Al-7Nb	817	933	-	7.1
Ti-2,5Pd-5Cr	659	880	261	5

Biorąc pod uwagę powyższe przesłanki celem niniejszej pracy była ocena przydatności zastosowania odlewniczego stopu tytanu Ti-6Al-4V poddanego obróbce strumieniowości do wykorzystywanych w zastosowaniach implanto-protetycznych.

2. MATERIAŁ I METODYKA BADAŃ

Do badań zastosowano odlewniczy stop Ti-6Al-4V w postaci krążków o średnicy $d = 14$ mm i grubości $g = 2$ mm. Skład chemiczny i właściwości mechaniczne przedstawiono w tabeli 2.

Tabela 2. Skład chemiczny odlewniczego stopu Ti-6Al-4V

Rodzaj Analizy	Stężenie pierwiastków [%]							
	N	C	H	Fe	O	Al	V	Ti
Analiza wytopu	0,006	0,002	0,003	0,144	0,101	5,84	3,81	reszta
ASTM F136-08e1	max. 0,05	max. 0,08	max. 0,012	max. 0,25	0,13	5,5÷6,5	3,5÷4,5	reszta

Modyfikację powierzchni próbek przeprowadzono poprzez szlifowanie mechaniczne z wykorzystaniem wodnego papieru ściernego o gradacji 350 ziaren/mm², polerowanie mechaniczne z wykorzystaniem tarczy filcowej z udziałem tlenku krzemu oraz piaskowanie z wykorzystaniem precyzyjnej piaskarki firmy DentalFarm (Micra 2 – ziarnistość ścierniwa (SiO₂: 50 μm). Próbki po każdej obróbce powierzchniowej poddane zostały pomiarom chropowatości powierzchni z wykorzystaniem metody liniowego mechanicznego pomiaru stykowego przy użyciu profilografometru SURTRONIC 3+ firmy Taylor/Hobson. Pomiar przeprowadzono na odcinkach o długości $l = 0,8\text{mm}$ z dokładnością $\pm 0,02\ \mu\text{m}$. Wyznaczaną wielkością był parametr chropowatości powierzchni określający średnie, arytmetyczne odchylenie profilu od linii średniej – Ra – tabela 3.

Tabela 3. Wyniki pomiarów chropowatości powierzchni

Sposób przygotowania powierzchni	Chropowatość powierzchni Ra [μm]					
Szlifowanie mechaniczne	0,44	0,50	0,44	0,48	0,46	0,48
Polerowanie mechaniczne	0,04	0,06	0,06	0,08	0,06	0,04
Obróbka strumieniowo - ścierna	1,64	1,62	1,64	1,60	1,62	1,62

Tak przygotowane powierzchnie próbek poddano badaniom odporności korozyjnej oraz pomiarom kąta zwilżania.

2.1. Badania odporności korozyjnej

W ramach badań odporności na korozję przeprowadzono pomiary potencjostaticzne (korozja szczelinowa) oraz pomiary potencjodynamiczne (korozja wżerowa). Badania realizowano zgodnie z normą ASTM F2129 na stanowisku pomiarowym, w którego skład wchodził: potencjostat PGP-201 firmy Radiometer Analytical SAS, cela elektrochemiczna wraz z zestawem elektrod: odniesienia, platynowa elektroda pomocnicza. W przypadku badań odporności na korozję szczelinową dla próbek o zmodyfikowanej powierzchni spolaryzowanych potencjałem +800 mV rejestrowano krzywą gęstości prądu w funkcji czasu przez 15 minut. Natomiast w przypadku badań odporności na korozję wżerową po ustaleniu potencjału otwarcia E_{OCP} rejestrowano krzywe polaryzacji. Rejestrację krzywych rozpoczynano od wartości $E_{pocz} = E_{OCP} - 100\text{ mV}$ z szybkością zmian potencjału 0,16 mV/s. Rejestrację krzywych prowadzono do uzyskania wartości gęstości prądu 1 mA/cm², a następnie zmieniono kierunek polaryzacji – rejestrując tym samym krzywą powrotną. Badania zarówno potencjostaticzne, jak i potencjodynamiczne prowadzone były w sztucznej ślinie

($T = 37 \pm 1^\circ\text{C}$, $\text{pH} = 7,2 \pm 0,2$) zgodnie z zaleceniami normy PN-EN ISO 10993-15 [16].

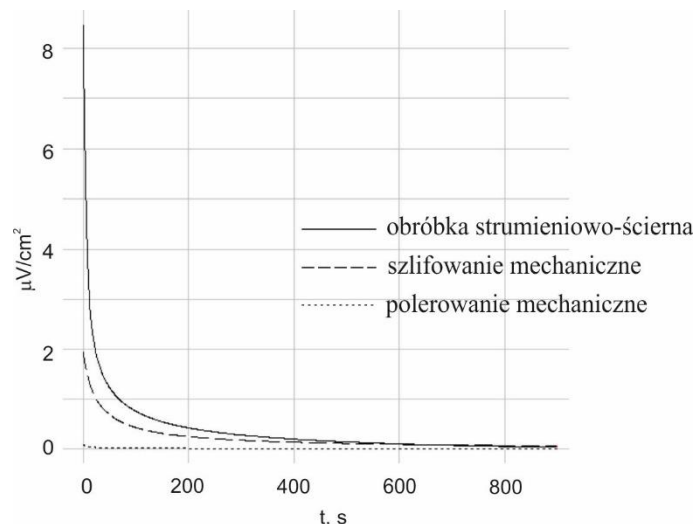
2.2. Pomiary kąta zwilżania

Pomiary kąta zwilżania wykonano z użyciem wody destylowanej (θ_w) (prod. Poch S.A.). Pomiar kroplę cieczy naniesioną na powierzchnię próbek został wykonany w temperaturze pokojowej ($T = 21\ ^\circ\text{C}$) na stanowisku badawczym składającym się z goniometru Surfens Universal firmy OEG oraz komputera z oprogramowaniem Surfens 4.5 do analizy zarejestrowanego obrazu kropli. Pomiar rozpoczynano po 20 sekundach od momentu naniesienia kropli o pojemności 0,1 μl. Czas trwania jednego pomiaru wynosił 60 sekund z częstotliwością próbkowania 1 Hz.

3. WYNIKI BADAŃ

3.1. Wyniki badań potencjodynamicznych

W wyniku przeprowadzonych pomiarów potencjostatycznych stwierdzono również, że niezależnie od sposobu modyfikacji powierzchni stop Ti-6Al-4V nie utracił odporności na korozję szczelinową – rys. 1, tabela 4.

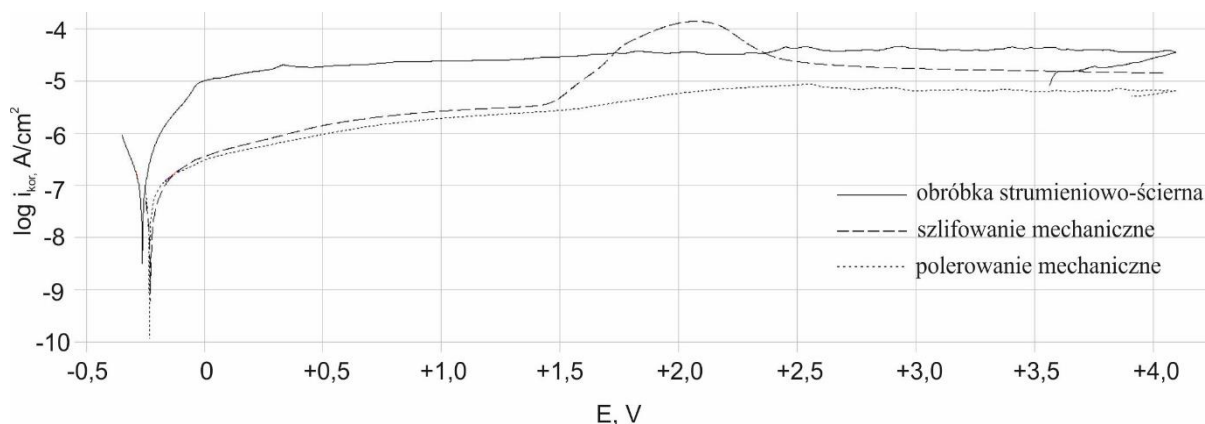


Rys. 1. Gęstość prądu anodowego w funkcji czasu dla próbek ze stopu Ti-6Al-4V o zmodyfikowanej powierzchni

Tabela 4. Wyniki badań potencjostatycznych

Sposób przygotowania powierzchni	Odporność na korozję szczelinową	Gęstość prądu po 20 s [$\mu\text{A}/\text{cm}^2$]	Gęstość prądu po 900 s [$\mu\text{A}/\text{cm}^2$]	Gęstość ładunku elektrycznego [mC/cm^2]
Szlifowanie mechaniczne	Tak	0,095	0,068	0,044
Polerowanie mechaniczne	Tak	0,035	0,033	0,028
Obróbka strumieniowo - ścierna	Tak	0,152	0,135	0,053

Krzywe polaryzacji zarejestrowane dla próbek Ti-6Al-4V o zróżnicowanym sposobie przygotowania powierzchni przedstawiono na rys. 3. Natomiast charakterystyczne wielkości opisujące odporność na korozję wżerową zestawiono w tabeli 5.



Rys. 1. Przykładowe krzywe polaryzacji stopu Ti-6Al-4V dla próbek o zmodyfikowanej powierzchni

Tabela 5. Wyniki badań potencjodynamicznych

Sposób przygotowania powierzchni	Potencjał korozyjny E_{kor} [mV]	Opór polaryzacji R_p [$k\Omega cm^2$]	Gęstość prądu korozyjnego j [$\mu A/cm^2$]
Szlifowanie mechaniczne	-237	254	0,102
Polerowanie mechaniczne	-228	336	0,077
Obróbka strumieniowo - ścierna	-262	110	0,236

Niezależnie od rodzaju próbek nie stwierdzono obecności pętli histerezy świadczącej o inicjacji i rozwoju korozji wżerowej w zakresie zmian potencjału do wartości $E = +4000$ mV.

3.2. Wyniki pomiarów kąta zwilżania

Wartości kąta zwilżania niezależnie od rodzajów obróbki powierzchniowej próbek ze stopu Ti-6Al-4V mieściły się w zakresie $\theta_w = 35,7^\circ \div 54,1^\circ$ - tabela 5.

Tabela 5. Wyniki pomiarów kąta zwilżania

Sposób przygotowania powierzchni	θ_{min} , [°]	θ_{maks} , [°]
Szlifowanie mechaniczne	43,1	45,1
Polerowanie mechaniczne	35,7	37,5
Obróbka strumieniowo - ścierna	47,7	54,1

Średnia wartość kąta zwilżania dla próbek ze stopu Ti-6Al-4V po procesie szlifowania mechanicznego wynosiła $\theta_w = 44,1^\circ$, po procesie polerowania mechanicznego $\theta_w = 36,6^\circ$ a dla obróbki strumieniowo-ścierniej $\theta_w = 50,9^\circ$

4. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można sformułować następujące uogólnienia:

1. Przeprowadzone badania chropowatości powierzchni wykazały, że obróbka strumieniowo - ścierna znacząco zwiększa chropowatość powierzchni z stosunku do szlifowania i polerowania mechanicznego co jest istotne dla wytworzenia trwałego połączenia metal-ceramika podczas wytwarzania protez stałych.
2. Pomiary kąta zwilżania wykazały, że niezależnie od rodzaju modyfikacji powierzchnia ma charakter hydrofilowy co ma pozytywny wpływ na adhezję napalanej ceramiki na podłoże Ti-6Al-4V.
3. Przeprowadzone badania potencjostatyczne oraz potencjodynamiczne jednoznacznie wykazały, że stop tytanu Ti-6Al-4V bez względu na zastosowaną obróbkę powierzchniową wykazuje odporność na korozję szczelinową i wżerową w sztucznej ślinie co jest zjawiskiem korzystnym i wpływa na poprawę biotolerancji w jamie ustnej człowieka

LITERATURA

- [1] Atsuta I., Ayukawa Y., Kondo R., et al., Soft Tissue sealin around dental implants based on histological interpretetaion, Journal of Prosthodontic Research, vol 60, no.1, 2016, p3-11.

- [2] Griggs J. A., Dental Implants, Dental Clinics of North America, vol. 61, no. 4, 2017, p 857-871.
- [3] Revathi A., Borrás A.D., Muñoz A.I., et al., Degradation mechanism and future challenges of titanium and its alloys for dental implant applications in oral environment, Materials Science and Engineering: C, vol. 76, 2017, p 1365-1368.
- [4] Kauderovic, M.R., Chreckenbach J.P., Graf H-L., Titanium dental implant surfaces obtained by anodic spark deposition – From the past to the future, Materials Science and Engineering: C, vol. 69, 2016, 1429-1441.
- [5] Guillaume B., Dental implants: A review, Morphologie, vol. 100, no. 331, 2016, p189-198.
- [6] Hanawa T., Biofunctionalization of titanium for dental implant, Japanese Dental Science Review, vol. 46, no.2, 2010, p.93-101.
- [7] Źródła internetowe: <https://www.nobelbiocare.com/international/en/home.html>, (20.11.2018).
- [8] Źródła internetowe: <https://www.straumann.com/en/dental-professionals.html> (20.11.2018).
- [9] Źródła internetowe: <https://www.dentaurum.de/deu/default.aspx> (20.11.2018).
- [10] Altuna P., Lucas-taule E., Gargallo-Albiol J., Clinical evidence on titanium-zirconium dental implants: a systematic review and meta-analysis, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol. 45, no. 7, 2016, p. 842-850.
- [11] Cordeiro J. M., Barao V.A.R., Is there scientific evidence favouring the substitution of commercially pure titanium with titanium alloys for the manufacture of dental implants?, Materials Science and Engineering: C, vol 71, 2017, p. 1201-1215.
- [12] Hosoki M., Nishigawa K., Miyamoto Y., Allergic contact dermatitis by titanium screws and dental implants, Journal of Prosthodontic Research, vol. 60, no. 3., 2016, p. 213-219.
- [13] Olmedo M. M., Godino F.J.I., Lietor, P.F., et al., Corrosion and fracture analysis in screws of dental implants prostheses. New coatings, Engineering Failure Analysis, vol. 82, 2017, p. 657-665.
- [14] Niinomi M., Mechanical properties of biomedical titanium alloys, Materials Science and Engineering: A, vol. 243, 1998, p. 231-23.
- [15] Okuno O., Titanium Alloys in Dentistry, Journal of Japanese Society Biomaterials, vol. 14, 1996, p. 267-273.
- [16] Norma: PN-EN ISO 10993-15:2009 Biologiczna ocena wyrobów medycznych – Część 15: Identyfikacja i oznaczanie ilościowe produktów degradacji metali i stopów

EVALUATION OF CORROSION RESISTANCE OF Ti-6Al-4V ALLOYS AFTER BLASTING USED IN DENTAL PROSTHETICS

Abstract: This work concerns tests of corrosion resistance of Ti-6Al-4V alloy with modified surface by mechanical treatment (grinding, polishing and abrasive blasting treatment) for applications in dental prosthetics. As part of the work, was measured the contact angle as well as the pitting and crevice corrosion resistance tests. Obtained results clearly showed that regardless of the type of surface modification, the Ti-6Al-4V alloy is hydrophilic and resistant to pitting and crevice corrosion.

Aleksandra ŻELASKO¹, Aleksandra MROWIEC¹, Magdalena ŚWIATŁOŃ¹,
Eliza NIEDZIELA¹, Marta WALASZCZYK¹, Edyta ZIELIŃSKA¹, Sylwia ŁAGAN²

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

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

ANALIZA PORÓWNAWCZA ZWILŻALNOŚCI ORAZ SWOBODNEJ ENERGII POWIERZCHNIOWEJ AORTY I WYBRANYCH MATERIAŁÓW STOSOWANYCH W KARDIOCHIRURGII – BADANIA WSTĘPNE

Streszczenie: Dla prawidłowego zachowania się materiału, który ma bezpośredni kontakt z krwią wymaga się by wykazywał on jak najmniejszą wartość SEP. Celem pracy była porównawcza ocena zwilżalności oraz swobodnej energii powierzchniowej aorty świńskiej i wybranych materiałów inżynierskich (węgiel pirolityczny, stop tytanu, stal 316L, poliuretan i NiTi) wykorzystywanych na implanty kardiologiczne. Dla aorty otrzymano SEP na poziomie $40[\text{mJ}/\text{m}^2]$ zbliżone wartości do tkanki wykazały węgiel pirolityczny oraz NiTi. Metoda badawcza polegała na ocenie kąta zwilżania w procedurze siedzącej kropli na podstawie analizy jej kształtu. Wykorzystano model analityczny Owensa-Wendta.

Słowa kluczowe: implanty kardiologiczne, zwilżalność, model Owensa-Wendta, SEP

1. WSTĘP

Wykorzystanie materiałów inżynierskich na protezy i implanty jest możliwe dzięki poznaniu interakcji między biomateriałami a ustrojem biologicznym [1,3]. Biomateriał musi być zdolny do właściwej bioreaktywności z organizmem oraz do pełnienia funkcji, dla których został zaprojektowany, bez uszkodzania tkanek i wywoływania stanu zapalnego. Poznanie natury materiału w bezpośrednim kontakcie z krwią jak i jej wpływu na szybkość krzepnięcia krwi stają się kluczowe z punktu widzenia hemozgodności, jako specyficznego przypadku biozgodności, szczególnie dla materiałów wykorzystywanych w kardiologii oraz chirurgii naczyń krwionośnych. W momencie uszkodzenia ściany naczynia dochodzi do wynaczynienia krwi. Płytki krwi rozpoczynają reakcję powodującą zmianę ich kształtu, tworzenie skupisk oraz powstanie zakrzepu. Zjawisko adhezji komórek i lokalnego ich gromadzenia prowadzi do zwężenia światła naczynia. Ważne jest zatem aby implanty dedykowane kardiologii i chirurgii naczyń badać pod kątem właściwości powierzchni związanych z agregacją krwi [6,7,8].

W ocenie natury materiału i zachowania się implantu w organizmie człowieka ważną rolę odgrywa zwilżalność, a co za tym idzie swobodna energia powierzchniowa (SEP) materiału,

z którego został wykonany. Dla prawidłowego zachowania się materiału pozostającego w bezpośrednim kontakcie z krwią wymaga się by wykazywał on jak najmniejszą wartość SEP. Wraz ze zmniejszaniem się swobodnej energii powierzchniowej wzrasta kąt zwilżania powierzchni. Powoduje to mniejsze przyleganie płytek krwi do powierzchni materiału implantu i mniejsze ryzyko powstawania zakrzepów krwi [8]. W literaturze tematu istnieją doniesienia związane z oceną SEP powierzchni różnych materiałów dedykowanych na implanty kardiochirurgiczne, skupiając się jednak na ocenie wpływu subtelnych różnic w zastosowanych technologiach inżynierii powierzchni. Dodatkowo stosowana przez naukowców różnorodność metod oceny pozwala jedynie na ogólne porównanie oznaczanych cech, utrudniając ich miarodajną analizę. Dlatego w niniejszej pracy zdecydowano się przeprowadzić badania porównawcze podstawowych grup materiałowych wykorzystywanych na komponenty komercyjnych wyrobów kardiochirurgicznych. Uzyskane w ten sposób wyniki badań o charakterze poglądowym stanowią będą przyczynek do dalszych badań.

Celem niniejszej pracy była porównawcza ocena zwilżalności oraz swobodnej energii powierzchniowej wybranych materiałów inżynierskich znajdujących zastosowanie w implantologii kardiologicznej w odniesieniu do aorty świńskiej. W ocenie właściwości fizykochemicznych tkanek w badaniach wykorzystuje się modele zwierzęce. Jako odpowiednik ludzkich tkanek często używane są tkanki miękkie wieprzowe [5].

2. METODYKA BADAŃ

W badaniach wykorzystano materiał biologiczny, pochodzący z akredytowanej ubojni. Do czasu eksperymentu tkanka była zamrożona w temperaturze -18°C , zamkniętym pojemniku. Przed badaniem została rozmrożona w 0,9% roztworze NaCl o temperaturze $36,6^{\circ}\text{C}$. Spośród materiałów stosowanych w kardiochirurgii, do badań wybrano komponenty komercyjnych wyrobów kardiochirurgicznych spełniających wymagania normatywne tj.: NiTi 960 Krupp Medizintechnik (próbka wzorcowa $5 \times 1 \times 15$ mm), węgiel pirolityczny (powierzchnia płątka zastawki Regent St Jude), stop tytanu (powierzchnia rozrusznika Ergoss 03 Biotronik), poliuretan (powierzchnia konektora rozrusznika Ergoss 03 Biotronik) oraz stal 316LVM Sandvik Steel Bioline™ Implant Steels (próbka wzorcowa $15 \times 3 \times 30$ mm), wykorzystując elementy implantów kardiologicznych oraz materiałów wzorcowych znajdujących się w laboratorium biomateriałów Zakładu Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki Politechniki Krakowskiej.

Metoda badawcza polegała na ocenie kąta zwilżania w procedurze siedzącej kropli na podstawie analizy jej kształtu. Pomiar kąta zwilżania zrealizowano za pomocą goniometru Advex Instruments z kamerą do wykonywania zdjęć kropli cieczy umieszczonej na warstwie wierzchniej powierzchni próbki, a także programu See System służącego do analizy zarejestrowanego obrazu kropli. Krople cieczy nanoszone były za pomocą mikropipety Vitrum o objętości $0,5[\mu\text{l}]$. Jako ciecze pomiarowe w badaniu wykorzystano wodę destylowaną (Poch S.A) i diiodometan (Merck sp.z o.o.). Do obliczeń SEP i jej składowych wykorzystano model analityczny Owensa-Wendta [9,10], który zakłada stosowanie dwóch cieczy - jednej polarnej, drugiej dyspersyjnej oraz wykorzystuje następujące wzory analityczne (1) i (2):

$$\gamma_S = \gamma_S^d + \gamma_S^p \quad (1)$$

gdzie:

γ_S^d - składowa dyspersyjna (Lifshitz-Van der Waals'a {LW})

γ_S^p - składowa polarna (Lewis kwas-zasada {AB})

$$\gamma_L(1 + \cos\theta) = 2\sqrt{\gamma_S^d \cdot \gamma_L^d} + 2\sqrt{\gamma_S^p \cdot \gamma_L^p} \quad (2)$$

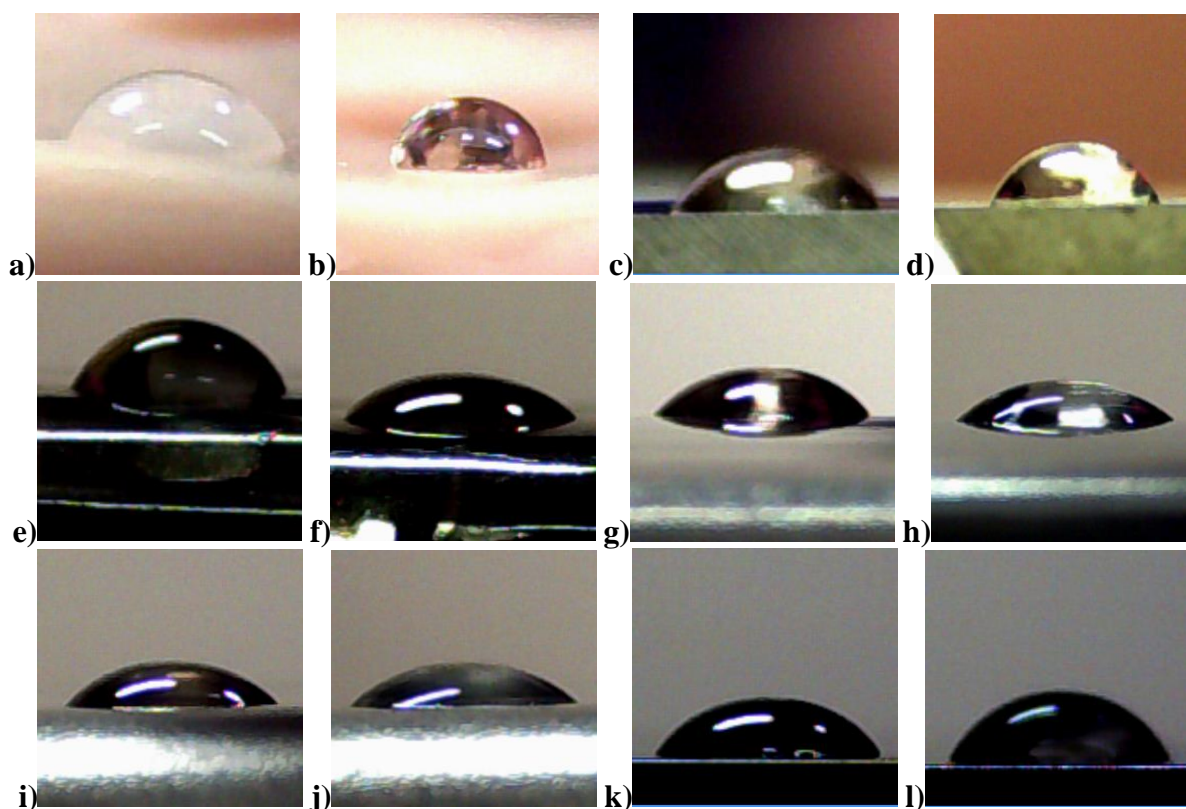
Wykorzystanie w obliczeniach wartości swobodnych energii powierzchniowych (SEP), a także ich składowe: polarną i dyspersyjną podano w tabeli 1. Pomiar wykonany był 10 razy dla wszystkich próbek każdą z cieczy, w temperaturze i wilgotności otoczenia ($22 \pm 1^\circ\text{C}$, 55%). Przed badaniami każdą powierzchnię poddano procedurze odfuszczenia roztworem alkoholu.

Tab.1 Wartości SEP i poszczególnych składowych cieczy pomiarowych wykorzystywanych w metodzie Owens'a-Wendt'a [9,10]

Ciecz pomiarowa	γ_L [mJ/m ²]	γ_L^d [mJ/m ²]	γ_L^p [mJ/m ²]
woda destylowana (Poch S.A)	72,8	21,8	51,0
dijodometan (Merck sp.z o.o.)	50,8	50,8	0

3. WYNIKI

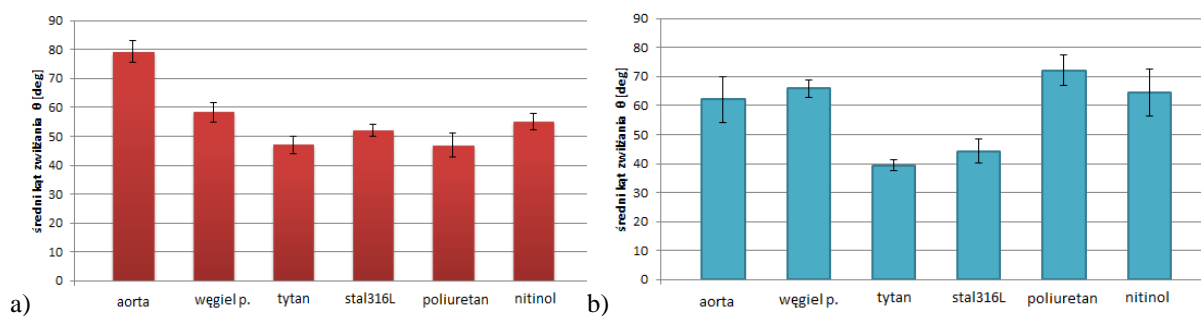
Jako rezultat przeprowadzonych badań otrzymano wyniki wartości kąta zwilżania powierzchni oraz swobodnej energii powierzchniowej wybranych materiałów stosowanych w kardiochirurgii. Na rysunku 1 zestawiono wybrane zdjęcia kropli osadzanych na powierzchniach materiałów w trakcie realizacji testów.



Rys.1. Zdjęcie kropli na powierzchni materiałów:

a) aorta-dijodometan; b) aorta-woda; c) NiTinol-dijodometan; d) NiTinol-woda; e) poliuretan-dijodometan; f) poliuretan-woda; g) stal 316L-dijodometan; h) stal 316L-woda; i) stop tytanu-dijodometan; j) stop tytanu-woda; k) węgiel pirolityczny-dijodometan l) węgiel pirolityczny-woda

Zestawienie średnich wartości kątów zwilżania powierzchni badanych materiałów zaprezentowano na rysunku 2.

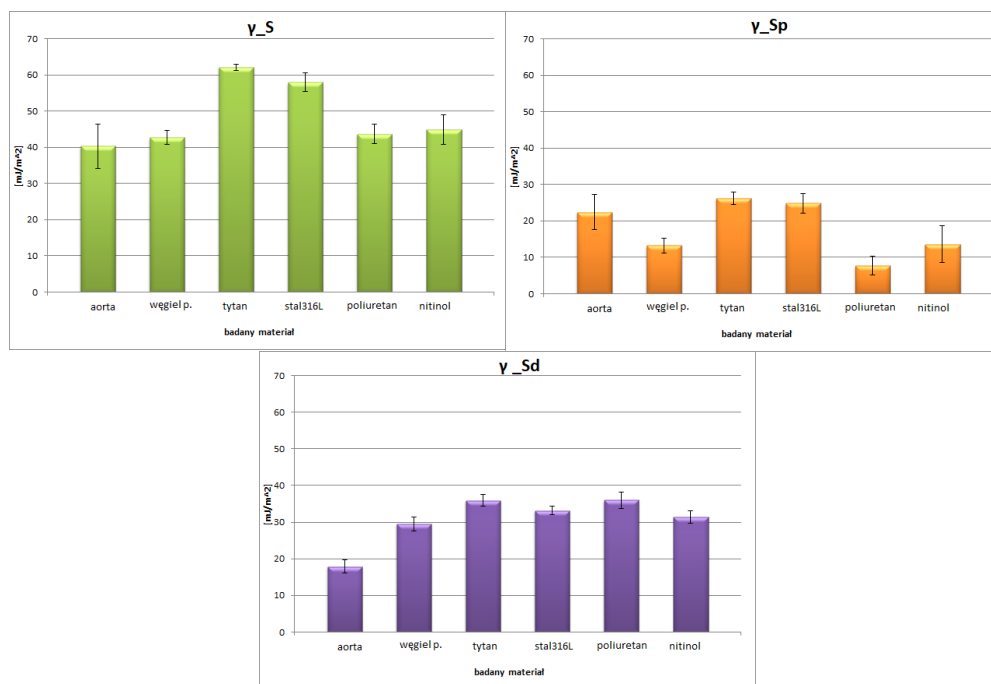


Rys. 2. Średni kąt zwilżania dla wybranych materiałów względem dwóch cieczy pomiarowych

Z otrzymanych wartości pomiarów kąta zwilżania wyliczono wartości swobodnej energii powierzchniowej (SEP) na podstawie modelu obliczeniowego Owens'a-Wendt'a (tabela 2).

Tab. 2. Swobodna energia powierzchniowa, jej składowe oraz odchylenia standardowe materiałów obliczone na podstawie kątów zwilżania

	Aorta	Węgiel pirolityczny	Stop tytanu	Stal 316L	Poliuretan	NiTinol
γ_s [mJ/m ²]	40,31 (±6,14)	42,73 (±2,03)	62,13 (±0,81)	57,99 (±2,67)	43,70 (±2,70)	44,98 (±4,09)
γ_{sd} [mJ/m ²]	17,89 (±1,85)	29,54 (±1,92)	35,88 (±1,59)	33,19 (±1,19)	35,99 (±2,27)	31,40 (±1,65)
γ_{sp} [mJ/m ²]	22,42 (±4,92)	13,19 (±2,00)	26,25 (±1,75)	24,80 (±2,63)	7,71 (±2,55)	13,58 (±4,98)



Rys. 3. Średnia swobodna energia powierzchniowa oraz jej składowe dla wybranych materiałów.

Na rys. 3 zestawiono wyliczone wartości swobodnej energii powierzchniowej oraz jej składowe dla wszystkich badanych materiałów.

4. WNIOSKI

Dla prawidłowego zachowania się materiału, który ma bezpośredni kontakt z krwią wymaga się by wykazywał on jak najmniejszą wartość SEP, ponieważ powoduje to mniejsze przyleganie płytek krwi do powierzchni materiału i mniejsze ryzyko powstawania zakrzepów krwi. Zgodnie z literaturą [4] SEP krwi wynosi $47,5 \text{ mJ/m}^2$ (dyspersyjna 11,2, polarna 36,3) Wartość SEP, wyznaczona w niniejszej pracy, dla naturalnej aorty świńskiej wynosi $40,3 \text{ [mJ/m}^2]$.

Spośród analizowanych materiałów węgiel pirolityczny wykazuje wartość swobodnej energii powierzchniowej większą o 6,01% od wartości dla aorty naturalnej. Jest to wynik najbardziej zbliżony do pożądanego spośród materiałów stosowanych na implanty kardiologiczne. W pracy [4] przeprowadzono analizę porównawczą powłoki LTIC (low-temperature isotropic pyrolytic carbon) oraz DLC (diamond-like carbon) w kontekście relacji z krwią, autorzy otrzymali wartości kąta zwilżania powierzchni materiału LTIC dla wody 75° oraz dla diiodometanu 34° jak również SEP na poziomie $43,1 \text{ [mJ/m}^2]$, w tym składowa dyspersyjna 37,5 oraz polarna 5,6. Wyniki te dobrze korelują z uzyskanymi w niniejszej pracy.

Z grupy przebadanych materiałów kardiologicznych najwyższą wartość swobodnej energii powierzchniowej przejawia tytan. Jego wynik był wyższy od wyniku naturalnej aorty świńskiej o 54,12%.

Song et al. [6] stwierdzili, że liczba płytek krwi przylegających do powierzchni może być znacznie zmniejszona przez nałożenie filmu TiO_2 na, jak określają autorzy, stal nierdzewną, co wskazuje, że powłoki TiO_2 mają znacznie lepszą kompatybilność. Natomiast badania Wang et al. [7] wykazały, że powlekany TiO_2 stent wewnątrznaczyniowy NiTi wykazywał zwiększoną hydrofilowość powierzchni i zwiększone właściwości przeciwzakrzepowe. Istotnym aspektem wynikającym z pracy [2] jest związek porowatej warstwy TiO_2 wytworzonej na powierzchni medycznej stali nierdzewnej przez połączenie rozpylania magnetronowego i procesu PEO. Właściwości warstw, takich jak porowatość powierzchni i średni rozmiar porów, można dostosować, zmieniając parametry procesu wpływając na obniżenia kąta zwilżania i zwiększenie SEP.

W pracy [8] analizowano zwilżanie powierzchni materiałów na implanty kardiologiczne pod kątem zwilżania ludzką krwią uzyskując wyniki 61° dla stali, 56° tytanu, 136° dwutlenku tytanu, 75° aluminium, 40° krzemu, 65° polistyrenu, 73° polimetakrylanu metylu oraz 61° dla polietylenu oceniając w ten sposób hydrofilowość/hydrofobowość powierzchni. Autorzy przyjęli SEP dla krwi na poziomie $62 \text{ [mJ/m}^2]$

Przedstawione wyniki mają charakter poglądowy i miały na celu porównanie jednej z cech powierzchni jaką jest SEP kilku wybranych biomateriałów w odniesieniu do materiału biologicznego. Autorzy mają świadomość ograniczeń niniejszej pracy. W celu pełnej charakterystyki powierzchni należy określić zarówno grubość warstwy wierzchniej jak i jej topografię oraz skład chemiczny. Kolejnym etapem będzie również próba oceny zwilżania materiałów krwią. Dodatkowo należy pamiętać o wpływie osobniczych cech ustroju biologicznego na interakcję z obcym materiałem, dlatego planuje się wykorzystanie materiału tkankowego różnego pochodzenia. Aby zweryfikować uzyskane wyniki należy rozszerzyć także liczbę próbek oraz wykorzystać inne modele obliczeniowe.

LITERATURA

- [1] Dobosiewicz B., Jakubas A.: Analiza Właściwości materiałów metalicznych stosowanych w przewodnikach elektrod dosercowych, Zeszyty Naukowe Wydziału Elektrotechniki i Automatyki Politechniki Gdańskiej 2017, Nr 54, 31-34,

- [2] Huan Z., Fratila-Apachitei L.E., Apachitei I., Duszczyk J.: Characterization of porous TiO₂ surfaces formed on 316L stainless steel by plasma electrolytic oxidation for stent applications, *J. Funct. Biomater.*, 2012, 3, 349-360,
- [3] Jan E.E., Petter L.S.: *Bio-Implant Interface, Improving Biomaterials, and Tissue Reactions*. CRC Press, Boca Raton, New York, USA, 2003,
- [4] Kwoka S.C.H., Wang J., Chua P.K.: Surface energy, wettability, and blood compatibility phosphorus doped diamond-like carbon films, *Diamond & Related Materials* 14 (2005) 78 – 85,
- [5] Liber-Kneć A., Łagan S., Contact angle and surface free energy of fresh and stored pig's skin, *Engineering of Biomaterials (Inżynieria Biomateriałów)*, 2017, 20(143), 10,
- [6] Song S.J., Kim K.S., Kim K.H., Li H.J., Kim J.H., Jeong M.H., Kim B.H., Ko Y.M., Cho D.L.: Preparation of a biocompatible stent surface by plasma polymerization followed by chemical grafting of drug compounds, *J. Mater. Chem.* 2009, 19, 3248–3252,
- [7] Wang G.X., Shen Y., Zhang H., Quan X.J., Yu Q.S.: Influence of surface microroughness by plasma deposition and chemical erosion followed by TiO₂ coating upon anticoagulation, hydrophilicity, and corrosion resistance of NiTi alloy stent, *J. Biomed. Mater. Res.* 2008, 85A, 1096–1102,
- [8] Torrisi L., Scolaro C.: Blood Wettability of Haemocompatible Carbon-based Materials, *Journal of Advanced Chemical Engineering*, 7:2
- [9] Yuan Y., Lee T. R.: Contact Angle and Wetting Properties W Bracco G., Holst B. (eds.): *Surface Science Techniques, Springer Series in Surface Sciences* 51, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013, 3-34,
- [10] Żenkiewicz M.: *Adhezja i modyfikowanie warstwy wierzchniej tworzyw wielkocząsteczkowych*, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 2000

COMPARATIVE ANALYSIS OF CONTACT ANGLE AND SURFACE FREE ENERGY OF AORTY AND SELECTED MATERIALS USED IN CARDIAC IMPLANTS - PRELIMINARY RESEARCH

Abstract: The lowest possible value of SEP for proper behavior of material that is in direct contact with blood is required. The aim of the study was a comparative assessment of wettability and surface free energy of porcine aorta and selected engineering materials (pyrolytic carbon, titanium, 316L steel, polyurethane and NiTi) used for cardiac implants. For the aorta, SEP was obtained at the level of 40 [mJ/m²]. Similar values to tissue were demonstrated by pyrolytic carbon and NiTi. The research method consisted of measuring the contact angle in the static sessile drop procedure which was based on the analysis of its shape. The analytical model of Owens-Wendt was used.

Marta ŻYŁKA¹

¹Zakład Mechaniki Płynów i Aerodynamiki, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Politechnika Rzeszowska, Rzeszów

WYKORZYSTANIE UKŁADÓW PNEUMATYCZNYCH W URZĄDZENIACH REHABILITACYJNYCH

Streszczenie: W pracy przedstawiono, element do synchronizacji ruchu dwóch tłoczków siłowników pneumatycznych. Celem przedstawionych w pracy badań doświadczalnych było uzyskanie charakterystyk przemieszczeń dwóch tłoczków siłowników z użyciem elementu synchronizującego. Element do synchronizacji dwóch siłowników pneumatycznych może zostać użyty do zaprezentowanych w artykule urządzeń rehabilitacyjnych MZ1 oraz MZ2, do ćwiczeń biernych kończyn dolnych człowieka.

Słowa kluczowe: urządzenia rehabilitacyjne, siłowniki pneumatyczne, element do synchronizacji ruchu dwóch siłowników.

1. WPROWADZENIE

Istotne staje się ułatwienie dostępu do rehabilitacji w celu utrzymania oraz zwiększenia sprawności ruchowej osób starszych [7]. Dane statystyczne potwierdzają, że niesprawności ruchowe kończyn dolnych obejmują coraz to większą liczbę osób [7, 11]. Podjęta zbyt późno rehabilitacja powoduje długotrwały bezruch. Ważna jest rehabilitacja w pierwszych dniach choroby lub po urazie co ochroni pacjenta przed np.: zanikami mięśniowymi czy też przykurczami mięśniowymi [5, 6].

W urządzeniu rehabilitacyjnym, można wykorzystać układ realizujący synchroniczny ruch dwóch tłoczków siłowników pneumatycznych. Realizacja równoczesnego ruchu dwóch kończyn powoduje, że ruchy kończyny zdrowej przyczyniają się do zwiększenia potencjałów mięśni w kończynie porażonej [2]. Wykonywanie ruchu dwóch kończyn dolnych, występuje w ćwiczeniach biernych oraz czynnych, przyczyniają się do:

- wyrobienia i utrzymania pełnego zakresu ruchów w stawach,
- zabezpieczenia przed powstaniem przykurczów mięśniowych,
- zabezpieczenia przed powstaniem odleżyn [2].

Analiza literaturowa wykazała brak urządzeń rehabilitacyjnych wykorzystujących siłowniki pneumatyczne z elementem synchronizującym wspomagających rehabilitację kończyn dolnych. Istnieje możliwość wykorzystania w urządzeniach rehabilitacyjnych napędów pneumatycznych [3, 4]. Płynowe elementy napędowe, charakteryzują się właściwościami przydatnymi w procesie rehabilitacji, gdyż odpowiednio sterowane, mają charakterystyki zbliżone do charakterystyk ludzkich mięśni [1].

Istotną kwestią pozostaje regulowanie jednoczesnego ruchu tłoczków dwóch siłowników pneumatycznych. Ze względu na ściśliwość czynnika roboczego – powietrza sprężonego – jest to proces skomplikowany [9, 10]. W artykule zaprezentowano wyniki badań

doświadczalnych elementu do synchronizacji ruchu dwóch tłoczków siłowników pneumatycznych.

W artykule przedstawiono dwa urządzenia rehabilitacyjne MZ1 oraz MZ2 do ćwiczeń biernych kończyn dolnych. W urządzeniach tych, można zastosować element synchronizujący, ruch dwóch tłoczków siłowników.

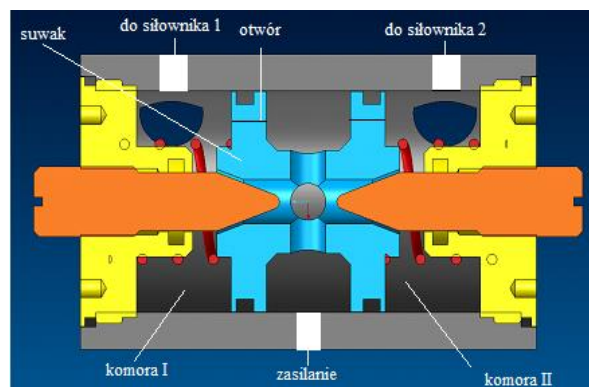
2. CEL I PRZEDMIOT BADAŃ

Celem badań doświadczalnych było uzyskanie charakterystyk przemieszczeń, dwóch tłoczków siłowników z użyciem elementu synchronizującego, przy różnych wartościach obciążeń tłoczyska w całym zakresie ruchu.

Zastosowanie elementu pneumatycznego miało na celu opracowanie prostego systemu sterowania dwoma tłoczkami siłowników w urządzeniu rehabilitacyjnym, do ćwiczeń biernych kończyn dolnych.

2.1. Element synchronizujący

W artykule przedstawiono nowe rozwiązanie elementu do synchronizacji ruchu dwóch tłoczków siłowników pneumatycznych (rys. 1) [14].

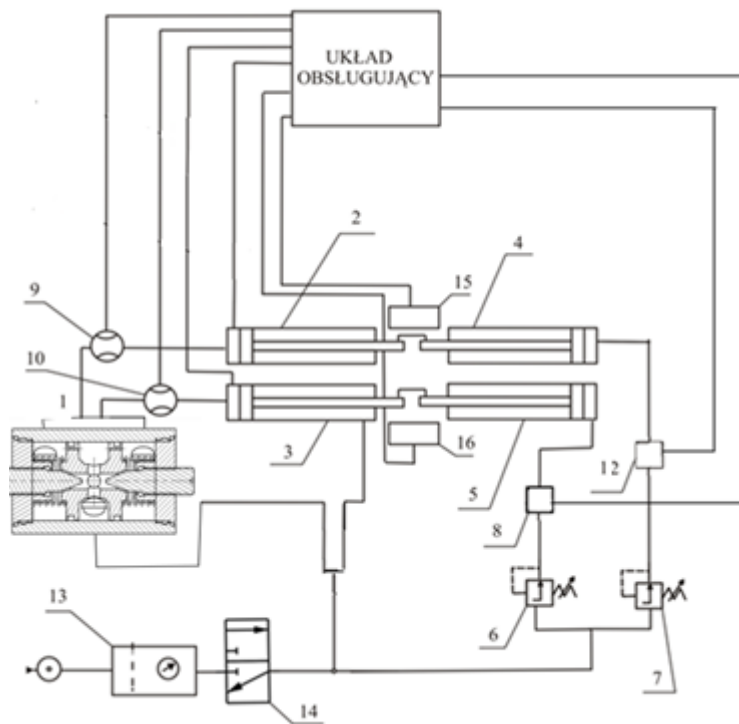


Rys. 1. Przekrój elementu synchronizującego ruchu dwóch tłoczków siłowników

Podczas ruchu, gdy siłownik 1 oraz 2, obciążony jest taką samą siłą, suwak znajduje się w położeniu środkowym. Gdy jeden z siłowników np. siłownik 1 (rys.1), obciążony jest większą siłą, wtedy w komorze I, następuje zwiększenie ciśnienia, natomiast w komorze II następuje jego zmniejszenie. W związku z występującą różnicą ciśnienia między komorami I a II, suwak zmienia swoje położenie, przesuując się w kierunku komory II o mniejszym ciśnieniu powietrza. W etapie zakończenia ruchu przez siłownik 1 i 2, suwak przestawia się w położenie środkowe elementu.

2.2. Metoda badawcza

Przeprowadzono badania doświadczalne elementu do synchronizacji ruchu dwóch siłowników pneumatycznych, wykonujących ruch pod różnymi wartościami obciążenia.

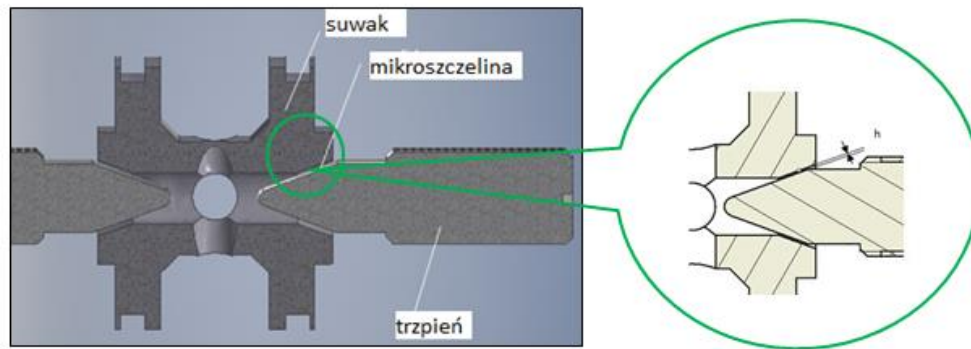


Rys. 2. Stanowisko badawcze. 1 - element synchronizujący; 2, 3 - badane siłowniki pneumatyczne; 4, 5 - siłowniki pneumatyczne realizujące obciążenia; 6, 7 - zawory redukcyjne; 8, 12 - czujniki ciśnienia; 9, 10 - przepływomierze sprężonego powietrza; 13 - zespół przygotowania powietrza; 14 - zawór odpowietrzający 3/2; 15, 16 - czujniki przemieszczenia

Aby dokonać badań charakterystyk synchronizacji przemieszczeń dwóch tłoczków siłowników pneumatycznych z zastosowaniem elementu synchronizującego (1), zaprojektowano oraz wykonano stanowisko badawcze, które przedstawiono na rys. 2. Dwa tłoczyska siłowników pneumatycznych (2) i (3), których przemieszczenia są synchronizowane, połączono mechanicznie z tłoczkami dwóch siłowników (4) i (5), realizujących obciążenie. Tym obciążeniem jest siła pochodząca od ciśnienia nastawianego zaworami redukcyjnymi (6) i (7). Pomiar tego ciśnienia odbywa przez czujniki ciśnienia (8), (12). Przemieszczenia dwóch tłoczków siłowników (2) i (3) mierzono się przez czujniki (15), (16). Sygnały z czujników pomiarowych zbierano i archiwizowano przez układ obsługujący - sprzęt pomiarowy USB 231, program pomiarowy DasyLab.

Aby zapewnić jednoczesne przemieszczenie się dwóch tłoczków siłowników, różnie obciążonych, należało wyznaczyć wielkość szczeliny elementu synchronizującego. W celu określenia zakresu regulacji elementu synchronizującego należało przeprowadzić badania doświadczalne oraz obliczenia natężenia przepływu powietrza przez siłownik pneumatyczny. W niniejszym artykule badanie elementu do synchronizacji ruchu dwóch siłowników pneumatycznych, zostało przeprowadzone dla wysokości mikroszczeliny o wartości $h = 5 \cdot 10^{-5}$ [m].

Na rysunku 3 przedstawiono przekrój elementu do synchronizacji ruchu dwóch siłowników, ze wskazaniem elementów: suwaka, trzpienia a także mikroszczeliny elementu.

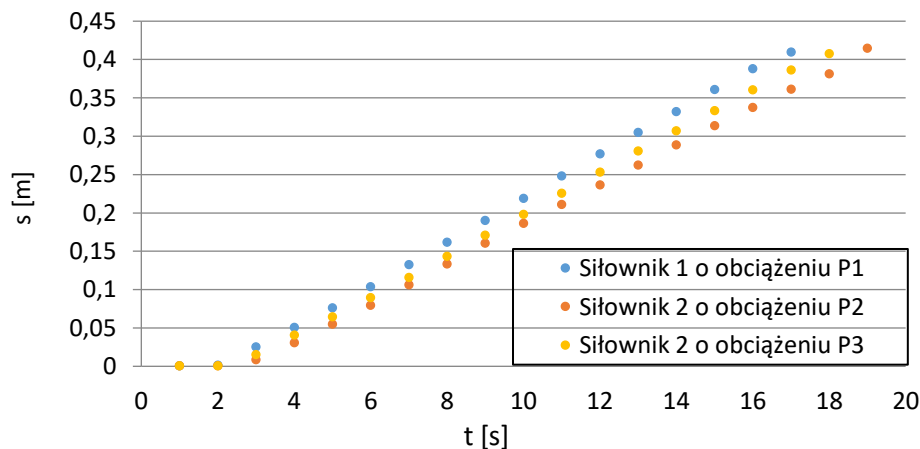


Rys. 3. Częściowy przekrój elementu synchronizującego (z lewej), Wysokość mikroszczeliny $h_1 = 5 \cdot 10^{-5} [m]$ (z prawej)

Wysokość mikroszczeliny badanego elementu przedstawiono na rysunku 3. Badania eksperymentalne wykonane zostały dla ciśnienia zasilania równego $p_z = 5 \cdot 10^5 [Pa]$.

Przeprowadzono dwie serie badań. W badaniu doświadczalnym 1 tłoczek siłownika (regulowane zaworem redukcyjnym) zostało obciążone ciśnieniem $P_1 = 1,831 \cdot 10^5 [Pa]$, natomiast drugie tłoczek siłownika obciążano ciśnieniem o różnych wartościach (w całym zakresie długości wysuwu tłoczyska). Wykonano dwa badania, przy czym we wszystkich pierwsze tłoczek siłownika pneumatycznego zostało obciążone ciśnieniem $P_1 = 1,831 \cdot 10^5 [Pa]$, a drugie tłoczek siłownika obciążono: $P_2 = 1,3 \cdot 10^5 [Pa]$, a następnie $P_3 = 1,0 \cdot 10^5 [Pa]$.

Na rysunku 4 przedstawiono wykres wysuwu tłoczek siłowników pneumatycznych, obciążonych różnymi ciśnieniami.



Rys. 4. Wykres wysuwu tłoczek siłowników pneumatycznych, wykonujący ruch pod różnymi obciążeniami, s – wysuw tłoczyska siłownika, t – czas

Przeprowadzone badania eksperymentalne miały na celu zbadanie synchronizacji ruchu dwóch tłoczek siłowników pneumatycznych różnie obciążonych.

Przedstawione wyniki na rysunku 4, dla mikroszczeliny równej $h = 5 \cdot 10^{-5} [m]$, wykazują różnicę przemieszczeń pomiędzy dwoma tłoczkami wynoszącą 7%, pomiędzy obciążeniem pierwszego siłownika równego $P_1 = 1,831 \cdot 10^5 [Pa]$, a drugiego siłownika równego $P_2 = 1,3 \cdot 10^5 [Pa]$. Natomiast dla obciążenia pierwszego siłownika równego $P_1 = 1,831 \cdot 10^5 [Pa]$ oraz dla drugiego siłownika równego $P_3 = 1 \cdot 10^5 [Pa]$, różnica przemieszczeń dwóch tłoczek siłownika wynosi do 5%. Założono, że największa różnica przemieszczeń, pomiędzy dwoma tłoczkami siłowników będzie wynosiła do 10%. Dla tej wartości różnicę przemieszczeń uznaje się za prawidłową.

3. URZĄDZENIA REHABILITACYJNE DO KOŃCZYN DOLNYCH

W artykule przedstawiono dwa urządzenia rehabilitacyjne MZ1 oraz MZ2, do ćwiczeń biernych, kończyn dolnych z zastosowaniem układu pneumatycznego. W urządzeniach MZ1, MZ2 można zastosować element synchronizujący, ruch dwóch tłoczków siłowników dla różnych wartości obciążeń tłoczyska, często występujący w procesie rehabilitacji kończyn dolnych.

Według ekspertów z dziedziny rehabilitacji jest zapotrzebowanie na tego typu urządzenia, które mogłyby realizować ruch dwóch kończyn jednocześnie.

Bardzo dobre wyniki daje równoczesne ćwiczenie kończyny zdrowej i porażonej [2]. Czas wczesnej rehabilitacji związany jest z obniżonym napięciem mięśniowym, celowe więc jest stałe pobudzanie aktywności ruchowej kończyn zdrowych oraz utrzymanie pełnego zakresu ruchów w kończynach porażonych [8].

3.1. Urządzenie rehabilitacyjne – MZ1

Zaprojektowano oraz wykonano urządzenie rehabilitacyjne MZ1 do ćwiczeń biernych, kończyn dolnych (zgłoszenie patentowe P.422817 [12]). Urządzenie MZ1 składa się z siedziska, podparcia o regulowanym kącie nachylenia oraz zamontowanego w górnej części oparcia głowy. Przed podparciem zamontowane są moduły ćwiczeń, lewy oraz prawy na których pacjent swobodnie kładzie kończyny. Zarówno ramię udowe, jak i ramię goleniowe ma budowę teleskopową, dzięki czemu możliwa jest regulacja ich długości i dostosowanie do budowy kończyny pacjenta. Pod modułem ćwiczeń lewym oraz prawym zamontowane są siłowniki pneumatyczne z elementem synchronizującym. Siłowniki będą realizowały jednoczesne ruchy zgięcia oraz wyprostu dwóch kończyn. Urządzenie posiada również zapięcia rzepowe na stopy oraz uchwyty goleniowe. Rama urządzenia ma cztery nogi, z których każda ma zamontowane kółko z hamulcem w celu zapewnienia większej mobilności urządzenia np. w celu podjazdu do pacjenta [12].



Rys. 5. Prototyp urządzenia rehabilitacyjnego MZ1

Urządzenie rehabilitacyjne MZ1 przedstawiono na rysunku 5. Dokonawszy konsultacji z ekspertami z dziedziny rehabilitacji, wskazano zakres pacjentów z dysfunkcjami neurologicznymi oraz ortopedyczno-chirurgicznymi m.in.:

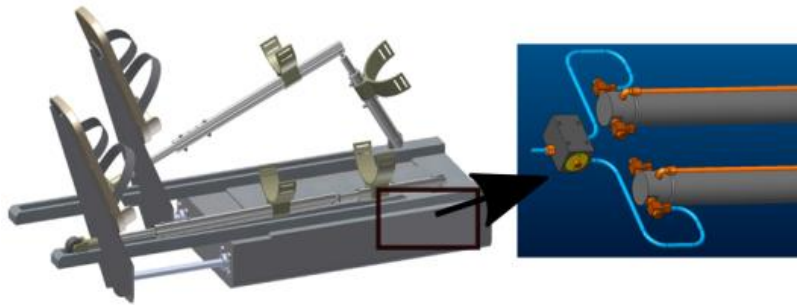
- po złamaniach w obrębie kończyny dolnej,
- po udarze mózgu,
- stwardnienie rozsiane,
- mózgowie porażenie dziecięce,
- długotrwałe unieruchomienie, itd.

Urządzenie MZ1 ma prostą budowę jest tanie w wykonaniu i umożliwia dostosowanie do wymiarów pacjenta. W urządzeniu rehabilitacyjnym (rys. 5) można wykorzystać układ realizujący synchroniczny ruch dwóch tłoczek siłowników pneumatycznych, który często występuje w procesie rehabilitacji kończyn dolnych.

3.2. Urządzenie rehabilitacyjne – MZ2

Zaprojektowano urządzenie rehabilitacyjne MZ2 do ćwiczeń biernych kończyn dolnych (zgłoszenie patentowe P.422818 [13]). Cała konstrukcja urządzenia MZ2 jest przenośna i umożliwia rehabilitację na łóżku pacjenta. Urządzenie rehabilitacyjne MZ2 zawiera dwa siłowniki pneumatyczne z elementem synchronizującym, zamontowane w obudowie, ponad którymi na górnej ścianie obudowy zamontowano dwie prowadnice. Każda z prowadnic jest połączona przegubowo z ramieniem udowym o budowie teleskopowej umożliwiającej zmianę jego długości. Urządzenie rehabilitacyjne, wyposażone jest w uchwyty zamocowane na ramieniu udowym oraz na ramieniu goleniowym, służące do stabilizacji kończyn dolnych pacjenta. Uchwyty na udo, goleń oraz oparcie na stopy zawiera zapięcia rzepowe. Siłowniki pneumatyczne będą realizowały jednoczesne ruchy zgięcia oraz wyprostu dwóch kończyn dolnych człowieka [13].

Zakres chorób obejmuje pacjentów neurologicznych oraz ortopedyczno-chirurgicznych, podobnie jak w punkcie 3.1. Urządzenie rehabilitacyjne do ćwiczeń biernych kończyn dolnych przedstawiony został na rysunku 6.



Rys. 6. Projekt urządzenia rehabilitacyjnego MZ2

W zaprezentowanym projekcie, urządzenia rehabilitacyjnego, może zostać użyty element synchronizujący do ruchu dwóch tłoczek siłowników pneumatycznych.

4. WNIOSKI

Badania eksperymentalne elementu do synchronizacji, miały na celu zbadanie równoczesnego wysuwu dwóch tłoczek siłowników pneumatycznych. W artykule przedstawiono element do synchronizacji ruchu dwóch tłoczek siłowników pneumatycznych, dla wysokości mikroszczeliny równej $h = 5 \cdot 10^{-5} [m]$. Wykonano dwa badania doświadczalne, które zostały przeprowadzone dla ciśnienia zasilania równego $p_z = 5 \cdot 10^5 [Pa]$. Pierwsze tłoczko siłownika pneumatycznego zostało obciążone ciśnieniem $P_1 = 1,831 \cdot 10^5 [Pa]$, a drugie tłoczko siłownika obciążono: $P_2 = 1,3 \cdot 10^5 [Pa]$, a następnie $P_3 = 1,0 \cdot 10^5 [Pa]$. Dla obciążenia pierwszego siłownika (P_1) oraz drugiego siłownika (P_2) różnica przemieszczeń dwóch tłoczek siłownika wynosi do 7%. Natomiast dla obciążenia pierwszego siłownika (P_1) oraz dla drugiego siłownika równego (P_3), różnica przemieszczeń dwóch tłoczek siłownika wynosi do 5%. Analizując otrzymane wyniki, wnioskować można, że oba badane przypadki nie przekraczają 10% - różnicy pomiędzy przemieszczeniami dwóch tłoczek siłowników. Powyższe różnice

między przemieszczeniami tłoczków siłowników związane są przede wszystkim ze ściślnością czynnika roboczego – powietrza sprężonego, zmiennością parametrów ciśnienia, prędkości przepływu, lepkości i temperatury [9, 10]. Wyniki wskazują, że element synchronizujący, realizuje założoną funkcję - synchronizację ruchu dwóch tłoczków siłowników pneumatycznych. Jak wskazuje wykres (rys. 4) dla różnych obciążeń siłowników, układ z elementem synchronizującym, wyrównując ciśnienia w komorach, pozwala na realizację podobnego przemieszczenia tłoczka siłowników.

Do przedstawionych urządzeń rehabilitacyjnych MZ1 oraz MZ2, do ćwiczeń biernych kończyn dolnych, może zostać wykorzystany układ dwóch siłowników pneumatycznych z zastosowaniem elementu synchronizującego ruch dwóch tłoczków siłowników.

LITERATURA

- [1] Burghardt A., Cieślak J., Flaga S., Kurc K., Minorowicz B., Nawrocki M., Pluta J., Stefański F., Szybicki D., Zając M.: Wybrane problemy współczesnej robotyki. Wyd. AGH, Kraków, 2014.
- [2] Dega W.: Ortopedia i rehabilitacja. Tom I. PZWL, Warszawa, 1983.
- [3] Dindorf R., *Rozwój i zastosowanie manipulatorów i robotów rehabilitacyjnych*. Pomiary, Automatyka, Robotyka, **7** (2004), 11, 5-9.
- [4] Dindorf R., *Zastosowanie elementów płynowych w protezach kończyn*, V Seminarium Naukowe „Mechanika w Medycynie”, Rzeszów 8-9.09.2000.
- [5] Hunter J.: Venus tromboembolism. Intensive care of surgical patient. “Medical Publisher”, INC Chicago, London, 1981, p. 278-305.
- [6] Kiwerski J. E., Jagodziński Krzysztof L. Krasuski M.: Zator płuc jako jedna z przyczyn zgonów chorych po urazie kręgosłupa. „Chirurgia Narządu Ruchu”, 1998, 63, s.125-131.
- [7] Kuncewicz E., Gajewska E.: Istotne problemy rehabilitacji geriatrycznej. „Rehabilitacja w praktyce” 3/2016, s.16
- [8] Kwolek A.: Rehabilitacja w udarze mózgu. Wyd. URz, Rzeszów, 2011.
- [9] Ning S., Bone G.M., *Experimental comparison of position tracking control algorithms for pneumatic cylinder actuators*, Transactions on Mechatronics, IEEE/ASME, 12 (2007), 5, 557-561
- [10] Zhu X., Cao J., Tao G., Yao B., *Synchronization strategy research of pneumatic servo system based on separate control of meter-in and meter-out*, Advanced Intelligent Mechatronics. IEEE/ASME International Conference, Singapore 2009, 24-29.
- [11] Żyłka M. Tutak J.: Manipulatory pneumatyczne w rehabilitacji kończyny górnej. „Pneumatyka”, 2009, 1(70), s. 7-12.
- [12] Zgłoszenie wniosku o udzielenie patentu na wynalazek “Urządzenie do rehabilitacji kończyn dolnych” P.422817, z dnia 12.09.2017 r.
- [13] Zgłoszenie wniosku o udzielenie patentu na wynalazek “Urządzenie do rehabilitacji kończyn dolnych” P.422818, z dnia 12.09.2017 r.
- [14] Zgłoszenie wniosku o udzielenie prawa ochronnego na wzór użytkowy „Element synchronizujący pracę dwóch siłowników”, z dnia 24.01.2018 r.

THE USE OF PNEUMATIC SYSTEMS IN REHABILITATION DEVICES

Abstract: The article presents the element for synchronizing the movement of two piston rods of pneumatic cylinders. The aim of the experimental, presented in this paper was to obtain displacement characteristics of two cylinder rods using a synchronizing element. The element for synchronization of two pneumatic cylinders can be used for the rehabilitation devices presented in the article. Two rehabilitation devices, MZ1 and MZ2, for passive exercises of the lower limbs of the human are presented.