

Politechnika Śląska
KATEDRA BIOMECHATRONIKI

AKTUALNE PROBLEMY
BIOMECHANIKI

ISSN 1898-763X

Zabrze 2018

15
2018

**POLITECHNIKA ŚLĄSKA
WYDZIAŁ INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ
KATEDRA BIOMECHATRONIKI**

**ZESZYTY NAUKOWE
KATEDRY BIOMECHATRONIKI**

ZESZYT nr 15
(czerwiec 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**
Sekretarz redakcji: **Jacek Jurkojć, Edyta Kawlewska**
Redaktor techniczny: **Katarzyna Nowakowska**

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

Czach J., Hoppe V., Szymczyk P., Junka A.: Microstructure, hardness measurement and cytotoxicity of medical titanium alloys manufactured using additive manufacturing	5
Koczkodon K., Grygier D.: Ocena powtarzalności czystości metalurgicznej łuków ortodontycznych	13
Matyja M., Rutka M., Michnik R., Jochymczyk-Woźniak K., Nowakowska K.: Efekty usprawniania neurorozwojowego dziecka z łagodną postacią chodu Trandelenburga	21
Obrębska P., Ogrodnik J., Piszczatowski Sz.: Wpływ sposobu przenoszenia bagażu podręcznego na aktywność wybranych mięśni szkieletowych	29
Ryniewicz A.M., Otto M., Ryniewicz A.: Analiza funkcjonalna zespolenia śródszpikowego	37
Ryniewicz A.M., Otto M.: Wpływ biomateriału zespolenia śródszpikowego na efektywność zaopatrzenia złamania kości piszczelowej	45
Wita K., Czakon K., Hajduga M.: Własności mechaniczne pokryć operacyjnych stołów chirurgicznych.....	53
Wodarski P., Drabek M.: Analiza zmian sygnału uchybu dla algorytmów sterowania regulatora P, PI i PID zaimplementowanych w biomechatronicznej platformie mobilnej lego.....	61
Żelasko A., Mrowiec A., Światłoń M., Niedziela E., Walaszczyk M., Zielińska E., Łagan S.: Ocena właściwości elastomerów wykorzystywanych na smoczki dziecięce w badaniach przyspieszonego starzenia	67

Joanna CZACH¹, Viktoria HOPPE², Patrycja SZYMCZYK³, Adam JUNKA⁴

¹Studenckie Koło Naukowe BioAddMed, Politechnika Wrocławska

²Studenckie Koło Naukowe Materiałoznawstwa im. doc. Rudolfa Haimanna, Politechnika Wrocławska

³Katedra Technologii Laserowych, Automatykacji i Organizacji Produkcji, Centre for Advanced Manufacturing Technologies (CAMT/FPC), Politechnika Wrocławska

⁴Katedra Mikrobiologii Farmaceutycznej i Parazytologii, Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu

MICROSTRUCTURE, HARDNESS MEASUREMENTS AND CYTOTOXICITY OF MEDICAL TITANIUM ALLOYS MANUFACTURED USING ADDITIVE MANUFACTURING

Summary: Additive Manufacturing (AM) is a rapidly developing technology that has many applications in the industry nowadays, as well as in medicine. That group of technologies have a significant advantage over traditional manufacturing processes as they enable fabrication of parts of almost any conceivable geometric shape and complex internal architecture. Electron Beam Melting (EBM) and Selective Laser Melting (SLM) are examples of Additive Manufacturing. Both use metallic powder as their building material, however energy sources used during the manufacturing process are different. First technology uses a concentrated electron beam and the second a high-energy laser. In this paper, cubic samples manufactured using EBM and SLM technologies from medical titanium alloys (Ti6Al4V and Ti6Al7Nb) were tested. Microstructure, hardness of samples and their cytotoxicity was determined. Due to very high gradients of temperature, during the AM processes, obtained microstructures are similar to multistage heat treatment of a conventionally manufactured titanium alloys. Hardness measurements show a great repeatability of results, with similar values regardless of building direction. They maintain at the level of 372 - 392 HV, which also suggests that heat treatment occurs during the process. For medical application, it is necessary that the used materials were characterized by low cytotoxicity. Due to their contact with human body, the possibility of harming cells must be eliminated. For this purpose, a biological analysis was performed under controlled conditions (37 ° C / 5% CO₂) at 100% humidity, which confirmed the high purity of the materials.

Key Words: EBM, SLM, additive manufacturing, cytotoxicity test

1. INTRODUCTION

Additive manufacturing (*AM*) is a type of technology that builds three dimensional objects through joining very thin layers of material. A 3D digital model is divided in such layers via

computer software and then, during a process commonly known as “printing”, those sheets are connected, creating the element.

First norms that regulate nomenclature were published by American Society for Testing and Materials – ASTM International in 2012 in “ASTM International 2013. ASTM F2792-12a - Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies”. Additive manufacturing was divided into seven categories, with the method of connecting the material as the criterium. One of those categories is Powder Bed Fusion – connecting the particles that were earlier deposited into layers.

Examples of this are Electron Beam Melting (*EBM*) and SLM. Both use metallic powder that is melted layer by layer using a concentrated electron beam or laser beam, respectively. As the electrons are the carriers of energy, inertia or strong reflections do not occur, which differentiates this kind of AM from those using photons (e.g. *SLM*) [1]. Very high temperature that transpires during the process (approximately 700 °C) allows to minimize both temperature gradients and local cooling rates, which is the reason for microstructures that resemble those after a multistage heat treatment [2–4].

The most common materials used in implants are titanium alloys, with Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb being the most standard. Both are examples of alpha-beta titanium alloy. They have high corrosion resistance, good biotolerance and mechanical properties that allow being used in implants. The additional advantage is their light weight [5–8].

2. THE PURPOSE OF THE STUDY

The purpose of this work was to compare microstructures and hardness of Ti-6Al-4V and Ti-6Al-7Nb cubic samples created using two different techniques of additive manufacturing – EBM and SLM, as well as to assess their compatibility with human cells.

3. METHODS AND RESULTS

Tests were conducted in order to determine microstructure, hardness and compressive strength of samples manufactured via EBM and SLM technologies, as well as cytotoxicity. Using an optical microscope NIKON ECLIPSE MA200 and NIS Elements BR software pictures of samples, both non-etched and etched with Kroll’s reagent, were taken in 200x, 500x and 1000x magnification. Microscopic examinations were performed on appropriately prepared metallographic specimens. For this purpose, samples were cut along the XZ and XY plane. Samples’ hardness HV10 was tested using Zwick/Roell ZHU hardness tester. Cytotoxicity was measured according to standard PN-EN ISO 10993-5. In vitro test was using human osteoblasts from collection ATCC CRL-11372 (American Type Culture Collection). Scaffolds were subjected to steam sterilization in 120 °C (2,2 bar, 10 minutes) according to ISO 10993 standard. Five specimens of both materials were put in a sterilized medium with foetal serum used for cells’ cultivation and left there for 24 hours in a controlled environment (37 °C / 5% CO₂ / full humidity). After that time the medium was used in cell culture, cultivated in a controlled environment (37 °C / 5% CO₂ / full humidity) for 24 or 48 hours in 96-spaces plate. Subsequently the plates were cleared with saline and every space was filled with 100 µl NR solution. They were incubated for 3 hours in controlled environment (37 °C / 5% CO₂ / full humidity) and after clearing with PBS buffer, they remained until desiccation. Afterwards, every space was filled with 100 µl solution used for extraction of red light and the plate was inserted into a shaker for 25 minutes in the absence of light. The samples were analyzed using spectrometer UVM-340 with wavelength of 540 nm.

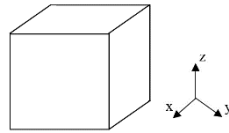


Fig. 1 Sample shape

3.1. Microstructure

Additive manufacturing creates a very distinctive morphology - $\alpha' + \beta$ or $\alpha + \beta$. EBM technology causes β grains grow homoepitaxially (with the same orientation), causing gradual solidification of layers. It results in grains that are elongated in the direction of thermal gradient. During cooling, α lamellae grow in β grains [9]. SLM induces occurrence of lamellar $\alpha + \beta$ microstructure [10]. Mechanical properties of titanium alloys, especially two phase ones, are morphology dependant [11].

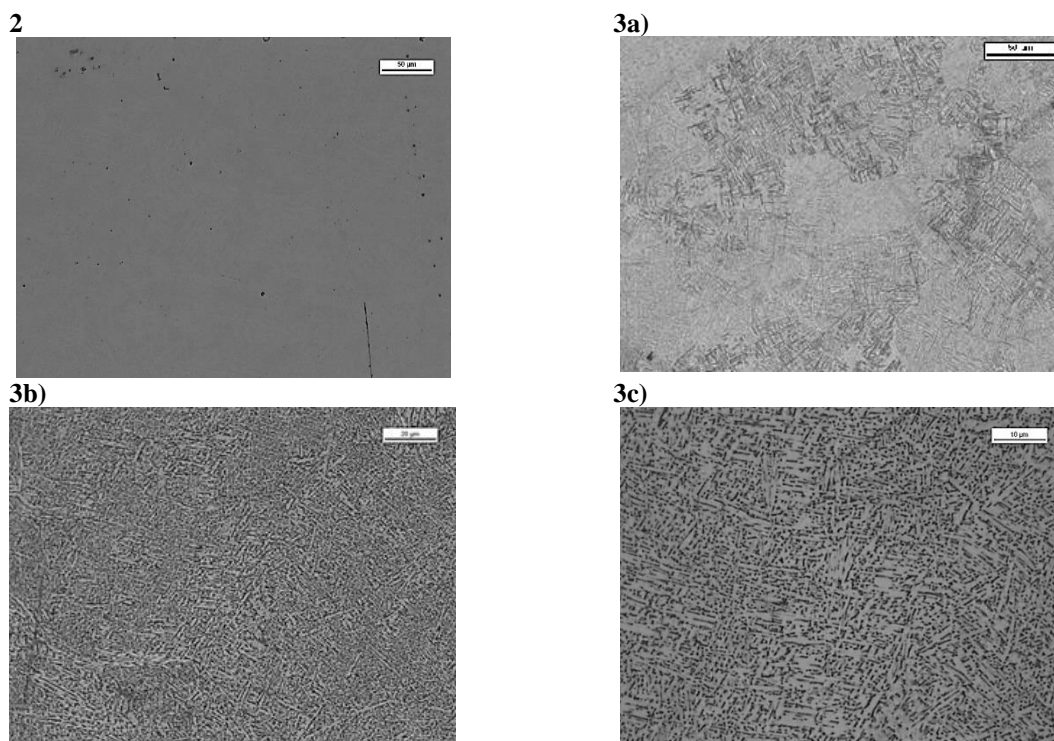


Fig. 2 Ti-6Al-4V alloy, EBM-processed, transverse microsection. Line of small, spherical porosities. Unetched. Light microscopy. Mag. 200x

Fig. 3 Ti-6Al-4V alloy, EBM- processed, transverse microsection. Changing direction of thin lamellar α grains. Phase β is dark, between lamellae. Intertwining basket-like structure. Etched with Kroll's reagent. Light microscopy. a) Mag. 200x b) Mag. 500x c) Mag. 1000x

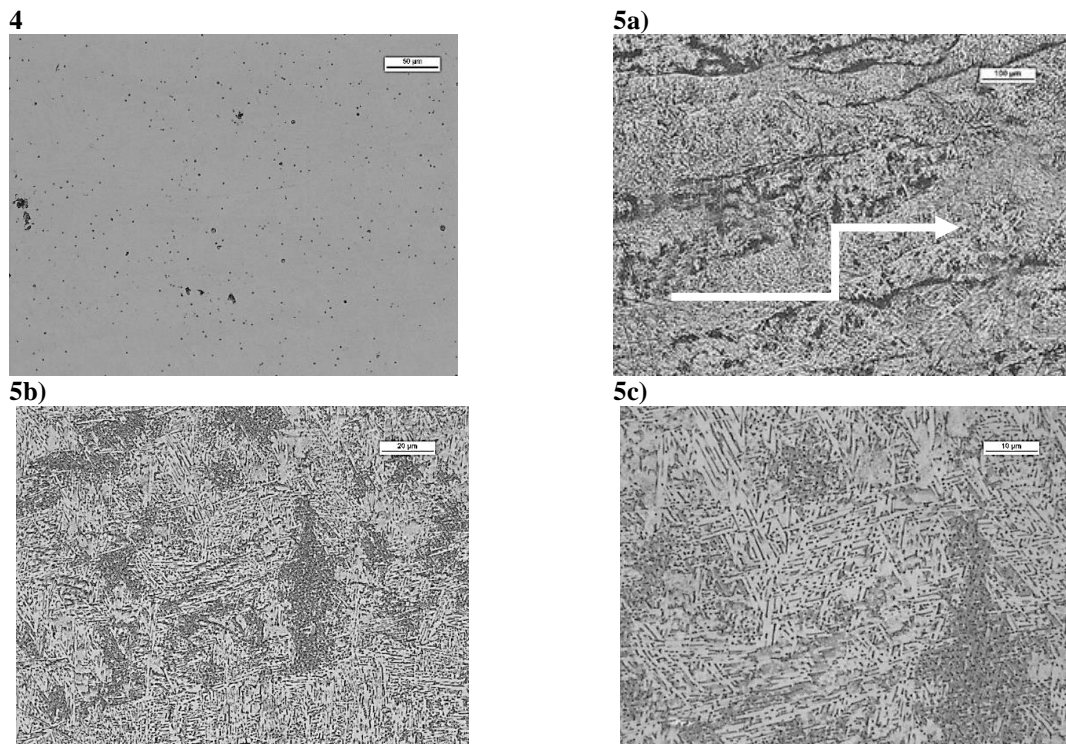


Fig. 4 Ti-6Al-4V alloy, EBM-processed, longitudinal microsection. Multiples of small, spherical porosities. Unetched. Light microscopy. Mag. 200x

Fig. 5 Ti-6Al-4V alloy, EBM- processed, longitudinal microsection. Changing direction of thin lamellar α' grains. Phase β is dark, between lamellae. Some globular α grains. Lots of porosities. Direction of accretion shown with arrow. Etched with Kroll's reagent. Light microscopy. a) Mag. 200x b) Mag. 500x c) Mag. 1000x

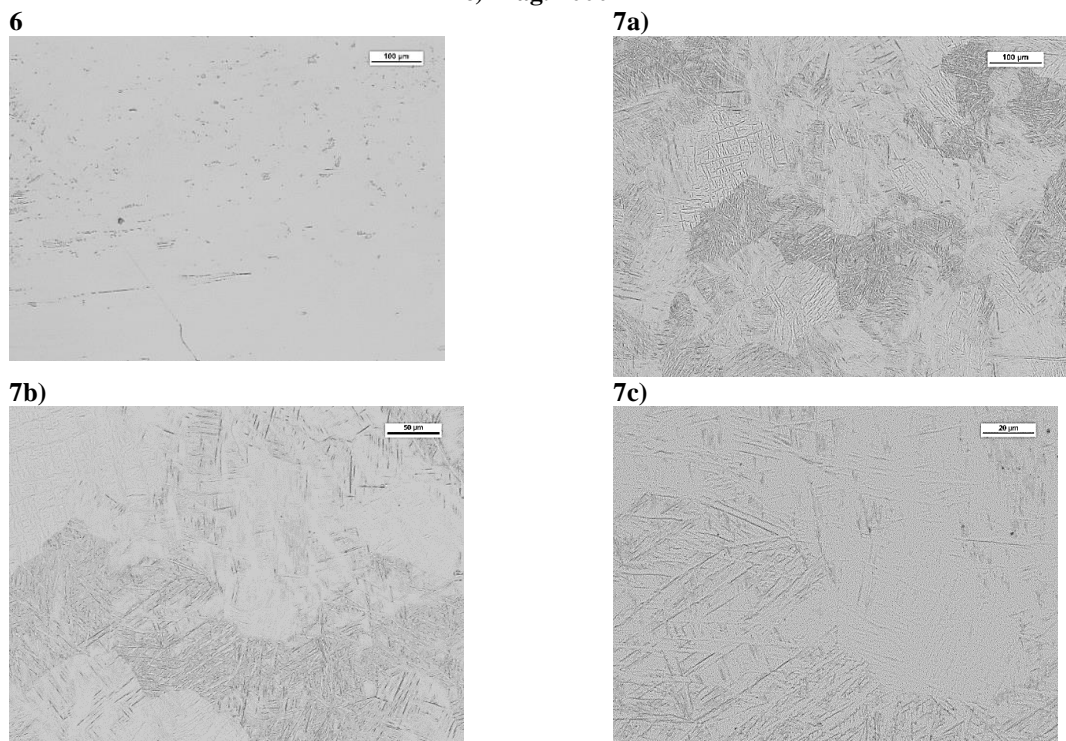


Fig. 6 Ti-6Al-4V alloy, SLM-processed, transverse microsection. Small porosities. Unetched. Light microscopy. Mag. 100x

Fig. 7 Ti-6Al-4V alloy, SLM- processed, transverse microsection. Thin lamellar α grains are spread radially. Phase β is small and grey, between lamellae. β -grains' boundaries are visible. Etched with Kroll's reagent. Light microscopy. a) Mag. 200x b) Mag. 500x c) Mag. 1000x.

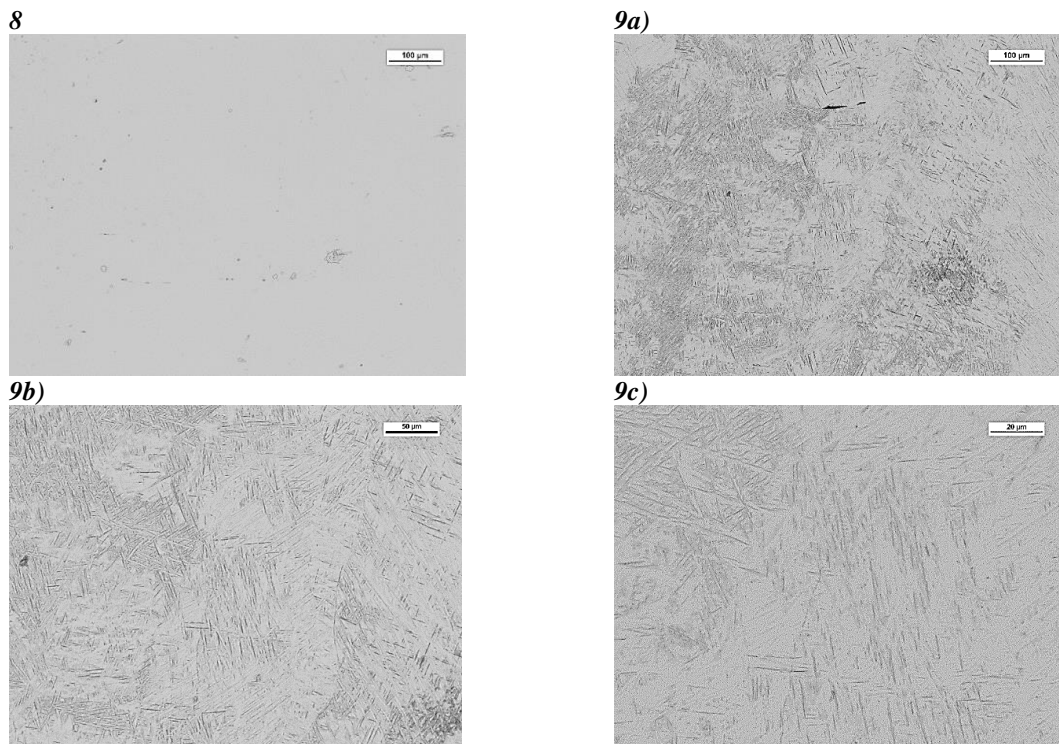


Fig. 8 Ti-6Al-4V alloy, SLM-processed, longitudinal microsection. Multiples of small, spherical porosities. Unetched. Light microscopy. Mag. 200x

Fig. 9 Ti-6Al-4V alloy, SLM- processed, longitudinal microsection. Thin lamellar α grains are crossing themselves. Phase β is small and grey, between lamellae. β -grains' boundaries are visible. Etched with Kroll's reagent. Light microscopy. a) Mag. 200x b) Mag. 500x c) Mag. 1000x

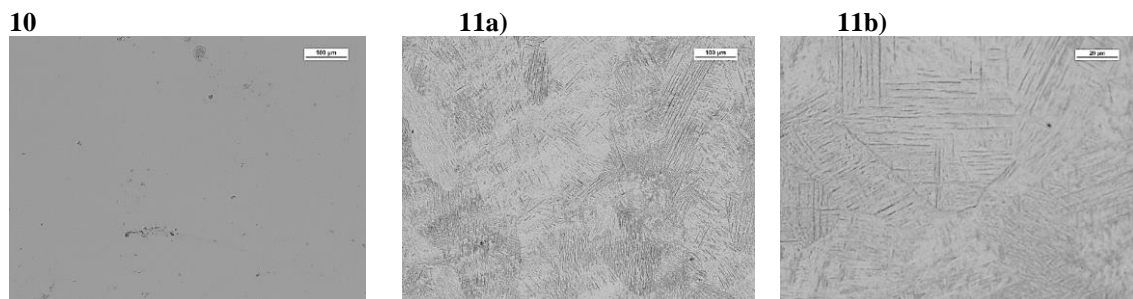


Fig. 10 Ti-6Al-7Nb alloy, SLM-processed, transverse microsection. Small porosities. Unetched. Light microscopy. Mag. 100x.

Fig. 11 Ti-6Al-7Nb alloy, SLM- processed, transverse microsection. Thin lamellar α grains are parallelly packed . Phase β is small and grey, between lamellae. β -grains' boundaries are visible. Etched with Kroll's reagent. Light microscopy. a) Mag. 200x b) Mag. 500x c) Mag. 1000x

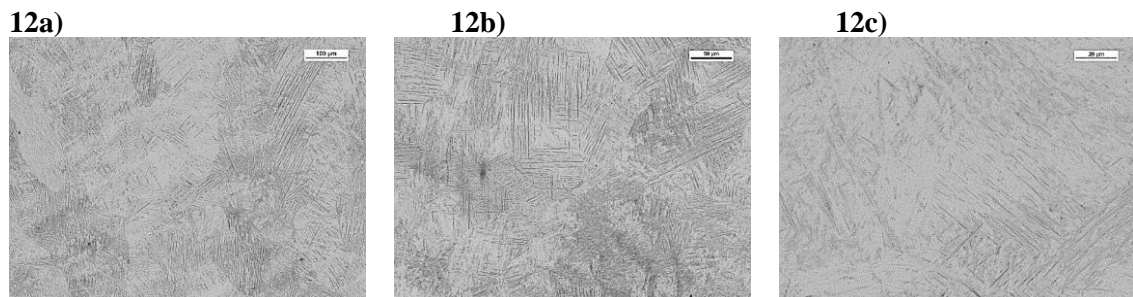


Fig. 12 Ti-6Al-7Nb alloy, SLM- processed, longitudinal microsection. Thin lamellar α grains are needle-like, both parallelly packed and crossing themselves, creating intertwining basket-like structure. Phase β is small and grey, between lamellae. β -grains' boundaries are visible. Etched with Kroll's reagent. Light microscopy. a) Mag. 200x b) Mag. 500x c) Mag. 1000x

3.2. Hardness

Tests of hardness show results in range 372 – 392 HV (Fig. 13), which is similar to conventionally processed alloys [12,13], though with a slight rise for the alloy with niobium. Standard deviation is below 5% for EBM processes and 10% for SLM processes, with the exception of Ti-6Al-4V alloy cut longitudinally. Hardness of both Ti-6Al-7Nb samples was higher than Ti-6Al-4V samples created using both SLM and EBM.

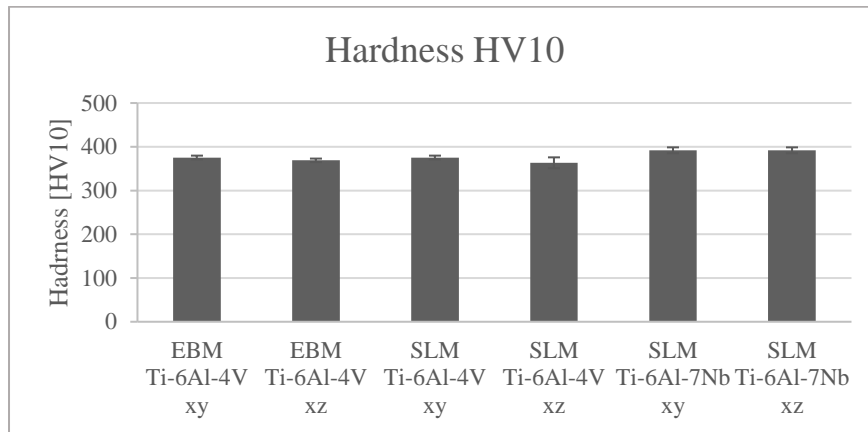


Fig. 13 Hardness of samples

3.3. Cytotoxicity

Cytotoxicity was tested according to norm PN-EN ISO 10993-5: after sterilization in 120 °C, samples were inserted into a medium used for cells growth and remained there for 24 and 48 hours. After that time, samples were extracted and the liquid was used for cells growth. Results of the test are shown in Table 1.

Table 1. Results of cytotoxicity test

Type of implant	Osteoblasts' survival rate; 24h.	Assessment of cytotoxicity 24h	Osteoblasts' survival rate; 48h.	Assessment of cytotoxicity 48h
Ti-6Al-4V	93,70 [%]	Low cytotoxicity, high survival rate	77,95 [%]	Moderate cytotoxicity, small reduction in life expectancy
Ti-6Al-7Nb	75,39 [%]	Moderate cytotoxicity, small reduction in life expectancy	90,50 [%]	Low cytotoxicity, high survival rate

The cytotoxicity of Ti-6Al-4V samples was low after 24h (survival rate of osteoblasts was 93,70%), but it changed after 48h, becoming moderate (73,39%). The Ti-6Al-4Nb samples acted inversely, having a moderate cytotoxicity after 24h (75,39%), but low after 48h (90,50%). It suggests that Ti-6Al-7Nb is ultimately less toxic for cells and should be chosen over Ti-6Al-4V if possible. To lower the cytotoxicity, a different form of sterilization might be considered.

4. CONCLUSION

During EBM and SLM processes heat treatment occurs, causing different microstructures due to the distinction in temperatures. Porosities occur due to the nature of the processes; however, they can be minimized with adequate parameters or hot isostatic pressing (HIP) process after manufacturing. Results of achieved hardness of samples are similar to those acquired from conventional implants, with a slight rise for the Ti6Al7Nb alloy, which was the highest achieved in the entirety of the study. All results are repeatable, with smaller (less than 5%) standard deviations for the EBM-manufactured cubic samples. Although the microstructure is different than that standard processed medical alloys, cytotoxicity was assessed as low - both metals after those processes are safe to use in medicine, allowing for the growth of cells.

BIBLIOGRAPHY

- [1] Körner C.: Additive manufacturing of metallic components by selective electron beam melting — a review. *International Materials Reviews*, vol. 61(5), 2016, p. 1–17.
- [2] Klingbeil N.W., Beuth J.L., Chin R.K., Amon C.H.: Residual stress-induced warping in direct metal solid freeform fabrication. *International Journal of Mechanical Sciences*, vol. 44(1), 2002, p. 57–77.
- [3] Moussaoui K., Mousseigne M., Senatore J., Chieragatti R.: The effect of roughness and residual stresses on fatigue life time of an alloy of titanium. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 78(1-4), 2015, p. 557–563.
- [4] Weiwei H., Wenpeng J., Haiyan L., Huiping T., Xinting K., Yu H.: Research on Preheating of Titanium Alloy Powder in Electron Beam Melting Technology. *Rare Metal Materials Engineering*, vol. 40(12), 2011, p. 2072–2075.
- [5] Dobrzański L.A.: *Materiały inżynierskie i projektowanie materiałowe. Podstawy nauki o materiałach i metaloznawstwo. Wydanie II.* WNT, Warszawa 2006.
- [6] Chlebus E., Kuźnicka B., Kurzynowski T., Dybała B.: Microstructure and mechanical behaviour of Ti-6Al-7Nb alloy produced by selective laser melting. *Material Characterization*, vol. 62(5), 2011, p. 488–495.
- [7] Lütjering G., Williams J.C.: *Titanium (Engineering Materials and Processes).* vol. 1. Springer, New York 2007.
- [8] de Formanoir C., Michotte S., Rigo O., Germain L., Godet S.: Electron beam melted Ti-6Al-4V: Microstructure, texture and mechanical behavior of the as-built and heat-treated material. *Material Science Engineering: A*, vol. 652, 2016, p. 105–119.
- [9] Szymczyk, P.; Ziółkowski, G.; Junka, A.; Chlebus, E.: Application of Ti6Al7Nb Alloy for the Manufacture of Biomechanical Functional Structures (BFS) for Custom-Made Bone Implants. *Materials* 2018, 11, 971.
- [10] Uhlmann E., Kersting R., Klein T.B., Cruz M.F., Borille A.V.: Additive Manufacturing of Titanium Alloy for Aircraft Components. *Procedia CIRP*, vol. 35, 2015, p. 55–60.
- [11] Sieniawski J., Ziaja W., Kubiak K., Motyka M.: Microstructure and Mechanical Properties of High Strength Two-Phase Titanium Alloys. *Titan Alloys Advances in Properties* *Procedia CIRP*, vol. 35, 2015, p. 55–60.
- [12] Niinomi M.: Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Material Science Engineering: A*, vol. 243(1-2), 1998, p. 231–236.
- [13] Semlitsch M.F., Weber H., Streicher R.M., Schön R.: Joint replacement components made of hot-forged and surface-treated Ti-6Al-7Nb alloy. *Biomaterials*, vol. 13(11), 1992, p. 781–788.

MIKROSTRUKTURA, POMIARY TWARDOŚCI ORAZ CYTOTOKSYCZNOŚĆ MEDYCZNYCH STOPÓW TYTANU WYPRODUKOWANYCH PRZY UŻYCIU WYTWARZANIA PRZYROSTOWEGO

Abstract: Wytwarzanie przyrostowe to szybko rozwijające się technologie mająca wiele zastosowań, zarówno w przemyśle, jak i medycynie. Charakteryzują się one wyraźną przewagą nad tradycyjnymi sposobami produkcji, gdyż pozwalają na wytwarzanie każdego geometrycznego kształtu, a także skomplikowaną architekturę wewnętrzną. Przetapianie Wiązką Elektronów (EBM, ang. *Electron Beam Melting*) oraz Selekttywne Przetapianie Laserowe (SLM, ang. *Selective Laser Sintering*) są przykładami wytwarzania przyrostowego. Oba używają proszku metalowego jako materiału, jednakże źródła energii wykorzystywane w czasie produkcji są różne. Pierwszy używa skoncentrowanej wiązki elektronów, a drugi wysokoenergetycznego lasera. Podczas badania wyznaczono mikrostrukturę, twardość i cytotoxycyżność próbek wykonanych metodami EBM i SLM z medycznych stopów tytanu (Ti6Al4V i Ti6Al7Nb). W związku z wysokimi gradientami temperaturowymi, mikrostruktury otrzymane podczas wytwarzania przyrostowego przypominają te, które daje konwencjonalna, wieloetapowa obróbka cieplna. Pomiarę twardości wykazały powtarzalność wyników, z podobnymi wartościami niezależnie od kierunku budowy próbki. Znajdują się one w zakresie 372 – 392 HV, co sugeruje zachodzenie obróbki cieplnej podczas samego procesu. Użytkowanie materiału w medycynie wymaga niskiej cytotoxycyżności, ze względu na kontakt z ludzkim ciałem. Próbki poddano biologicznej analizie w kontrolowanych warunkach (37 ° C / 5% CO₂) w wilgotności równej 100%, co potwierdziło wysoką czystość materiałów.

Katarzyna KOCZKODON¹, Dominika GRYGIER²

¹Studenckie Koło Naukowe "Materiałoznawstwo" im. prof. Rudolfa Haimanna, Politechnika Wrocławska

²Wydział Mechaniczny, Katedra Materiałoznawstwa, Spawalnictwa i Wytrzymałości, Politechnika Wrocławska

OCENA POWTARZALNOŚCI CZYSTOŚCI METALURGICZNEJ ŁUKÓW ORTODONTYCZNYCH

Streszczenie: Materiały metaliczne przeznaczone do produkcji aparatów ortodontycznych powinny posiadać następujące cechy: wysokie właściwości mechaniczne i fizykochemiczne, bikompatybilność i jednorodność struktury. Bardzo ważnym aspektem jest również ich stopień zanieczyszczenia wtrąceniami niemetalicznymi. Wyniki badań prezentowanych w pracy wykazały dużą różnorodność w zakresie czystości metalurgicznej materiału badanych drutów, mogącej wskazywać, iż w analizowanej partii łuków znajdują się produkty pochodzące z różnych wytopów, znacząco różniące się jakością wykonania.

Słowa kluczowe: biomateriał, łuk ortodontyczny, wtrącenia niemetaliczne

1. WSTĘP

Ortodoncja, stanowi jedną z dziedzin stomatologii, zajmującą się rozpoznaniem, profilaktyką oraz korekcją wad zgryzu [1, 2, 3]. Leczenie ortodontyczne ma na celu przede wszystkim korektę wyglądu uzębienia, rysów twarzy, ale również przywrócenie tych czynności, które przez nieprawidłowe uzębienie były źle wykonywane, np.: żucie pokarmu lub poprawna wymowa.

Ortodontyczne przemieszczenie zęba wynika przede wszystkim z zastosowania przyłożenia siły do zębów [2]. Siły wytwarzane przez aparaty ortodontyczne są dobierane i aktywowane przez lekarza ortodontę. Zęby, a także podpierające je struktury reagują na wywierana siłę poprzez różne reakcje biologiczne i prowadzą do przesunięcia zębów w podtrzymującej kości. Właściwe zastosowanie zasad biomechaniki prowadzi do wzrostu wydajności leczenia poprzez poprawę planowania i sprawowania opieki ortodontycznej.

Jedną z popularnych metod leczenia wad zgryzu jest ortodontyczny aparat stały. Głównymi elementami aparatu są druty, nazywane łukami oraz elementy mocujące [3, 4]. Do elementów mocujących zalicza się pierścienie, ligatury oraz różne typy zamków, mocowanych bezpośrednio do powierzchni zębów. Jednakże najważniejszym elementem aparatu jest łuk. Rolą łuku ortodontycznego w procesie leczenia jest działanie zarówno jako sprężyna jak i jako przewodnik. Siła, jaka jest wymagana w procesie odchylenia drutu do szczeliny zamka, powoduje wykonanie pewnej pracy, nazywanej energią aktywacji powodującą przesunięcie zęba [3, 5]. Druty stosowane na łuki ortodontyczne mają wiele zastosowań w procesie leczenia ortodontycznego. W połączeniu z zamkiem przymocowanym do zęba, mają przesuwać

i wyrównywać uzębienie wzdłuż zdanych trajektorii. Druty o większych przekrojach służą jako retainery, które mają zapobiegać powrotowi zębów do pierwotnego rozmieszczenia w łuku [4].

Materiałami powszechnie stosowanymi na druty ortodontyczne są: austenityczna stal kwasoodporna gatunku AISI 302 i AISI 304, stopy niklowo tytanowe nazywane Nitinołem, beta-tytan i stopy kobaltowo chromowe [5, 6, 7]. Wymienione materiały metaliczne stanowią generalnie największą grupę biomateriałów, które mają zastosowanie w stomatologii i ortodoncji. Do najważniejszych właściwości tej grupy materiałów zalicza się minimalne reakcje uwalniania jonów metali w organizmie człowieka oraz utrzymywanie wysokich właściwości wytrzymałościowych podczas eksploatacji. Materiały te spełniają również warunek biokompatybilności w tkankach i płynach układu stomatognatycznego, posiadają wymaganą wysoką odporność korozyjną, trwałe cechy estetyczne oraz określone właściwości organoleptyczne [5, 8, 9].

Bardzo ważnym aspektem dotyczącym biomateriałów metalicznych stosowanych do produkcji łuków ortodontycznych jest ich stopień zanieczyszczenia wtrąceniami niemetalicznymi, pozostałymi po procesach metalurgicznych. Rodzaj wtrąceń, ich kształt, ilość oraz sposób rozmieszczenia mogą mieć olbrzymi wpływ na anizotropię własności mechanicznych materiału [8, 10]. Własności mechaniczne drutów ortodontycznych mają ogromne znaczenie, ponieważ są głównym czynnikiem stanowiącym o skuteczności leczenia [2].

2. CEL I PRZEDMIOT BADAŃ

Celem badań prezentowanych w pracy była ocena, jakościowa i ilościowa, czystości metalurgicznej materiału stosowanego do produkcji łuków ortodontycznych. Przedmiotem badań było 9 sztuk (jedno opakowanie) niklowo-tytanowych, krawężnych łuków ortodontycznych o rozmiarze 0,016”x0,022”. Łuki pochodziły od jednego z kluczowych europejskich producentów sprzętu i akcesoriów ortodontycznych.

Do oceny czystości metalurgicznej materiału badanych łuków ortodontycznych zastosowano mikroskop świetlny OPTA-TECH. Obserwacje dokonano w stanie nietrawionym przy powiększeniach 100x ÷ 500x. Rejestracja obrazów wykonana została sprzężoną z mikroskopem kamerą cyfrową Visitron Systems z wykorzystaniem oprogramowania Spot Advanced i NIS Elements BR. Zgłady metalograficzne kolejnych próbek przygotowano w kierunku wzdłużnym do kierunku przeróbki plastycznej, z wykorzystaniem procesu szlifowania i polerowania mechanicznego.

Ocena jakościowa stopnia zanieczyszczenia materiału łuków wtrąceniami niemetalicznymi przeprowadzona została w warunkach zgodnych z normą ISO 4967:2013. Do oceny ilościowej zastosowano popularne metody metalografii ilościowej: metodę punktową oraz Jeffries’a.

Metoda punktowa polega na określeniu udziału faz lub składnika struktury w stopie pod względem objętościowym bazując na teorii prawdopodobieństwa. Eksperymentalnie udowodniono, że względna liczba punktów spośród zbioru punktów losowo rozrzuconych na mikrofotografii, jaka przypadła na określona fazę lub wydzielenie, jest różna od objętości względnej tej fazy w badanym stopie.

$$p_{\alpha} = \frac{n_{\alpha}}{n} \quad (2.1)$$

gdzie:

n - całkowita liczba punktów,

n_{α} -liczba punktów przypadająca na badaną fazę lub wydzielenie.

Błąd pomiaru (średnie odchylenie) $\delta_{p\alpha}$ określa zależność:

$$\delta_{p\alpha} = \left[\frac{p_{\alpha}(1-p_{\alpha})}{n} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2.2)$$

Metoda Jeffries'a pozwala określić średnią liczbę ziaren lub wydzielen na 1mm^2 powierzchni. Na wykonaną fotografię mikrostruktury należy nanieść okrąg o średnicy $79,8\text{ mm}$ i powierzchni $A = 0,5\text{mm}^2$. Następnie oblicza się liczbę ziaren lub wydzielen leżących całkowicie wewnątrz okręgu N_W oraz liczbę ziaren lub wydzielen przeciętych przez okrąg N_i , po czym oblicza się całkowitą liczbę ziaren lub wydzielen N_T na powierzchni okręgu A :

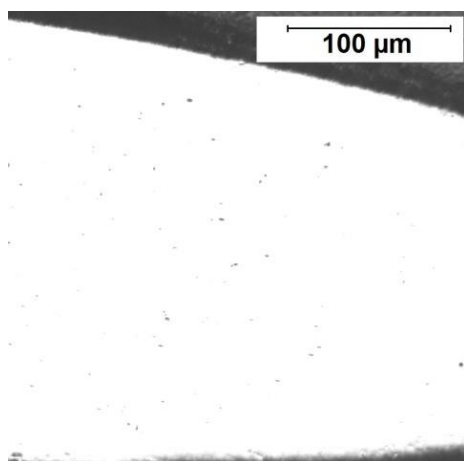
$$N_T = N_W + kN_i \quad (2.3)$$

gdzie:

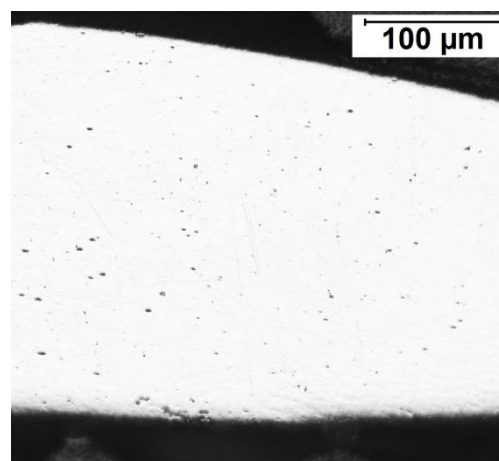
k – zwykle przyjmuje się równe $0,5$.

3. WYNIKI BADAŃ

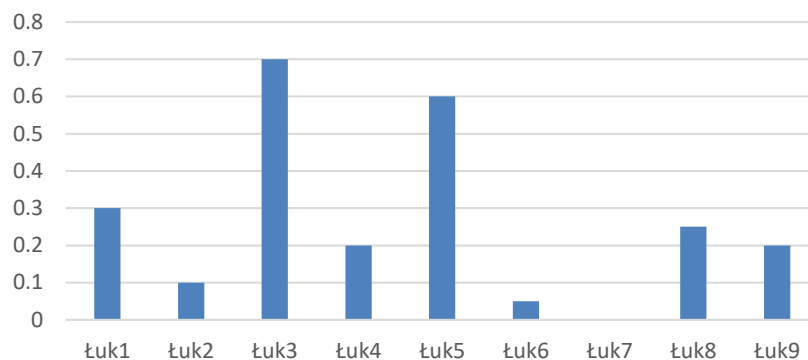
W obserwacjach mikroskopowych materiału badanych drutów przeprowadzonych w stanie nietrawionym stwierdzono obecność zróżnicowanej ilości wtrąceń niemetalicznych - głównie w postaci tlenków i krzemianów (rys. 1 i 2). Zanieczyszczenia tlenkowe rozmieszczone były punktowo i występowały w ilości nieprzekraczającej wzorca nr 1 wg ISO 4967:2013, wtrącenia krzemianów o charakterze nieodkształconym występowały w dużo większej ilości, od wzorca 1,5 do 3,5 wg ISO 4967:2013 (rys. 3 i 4). Na uwagę zwraca fakt dużej różnorodności w stopniu zanieczyszczenia badanych stopów wtrąceniami, mogącej wskazywać, iż w analizowanej partii (opakowaniu) łuków znajdują się produkty pochodzące z różnych wytopów, znacząco różniące się jakością wykonania.



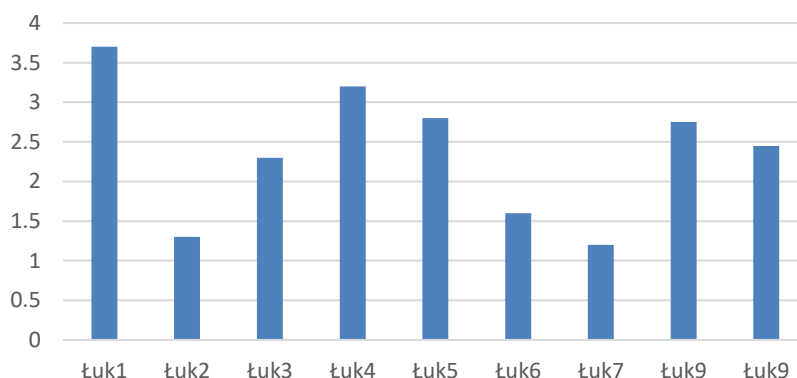
Rys. 1. Materiał próbki łuku nr 7 widoczne wtrącenia niemetaliczne w postaci rozmieszczonych punktowo tlenków, w ilości nieprzekraczającej wzorca nr 1 wg ISO 4967:2013 i krzemianów w ilości równej wzorcowi nr 1 wg ISO 4967:2013



Rys. 2. Materiał próbki łuku nr 5 widoczne wtrącenia niemetaliczne w postaci rozmieszczonych punktowo tlenków, w ilości nieprzekraczającej wzorca nr 1 wg ISO 4967:2013 i krzemianów w ilości równej wzorcowi nr 3 wg ISO 4967:2013

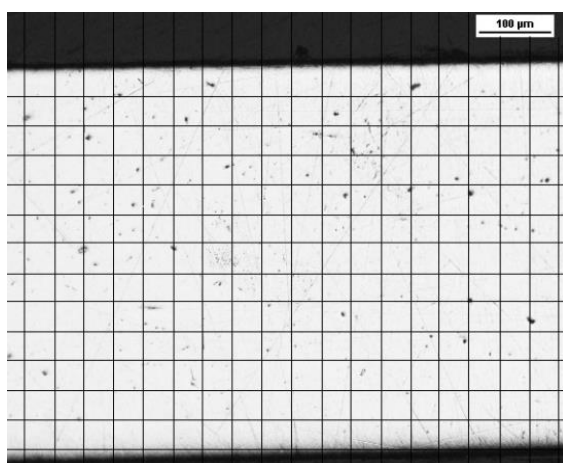


Rys. 3. Częstotliwość występowania wtrąceń tlenkowych określona wg ISO 4967:2013

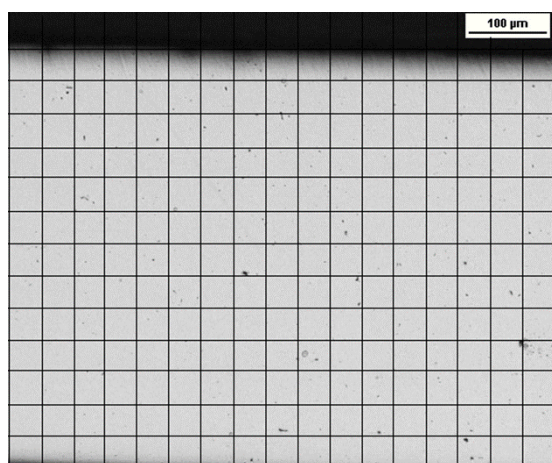


Rys. 4. Częstotliwość występowania wtrąceń w postaci krzemianów określona wg ISO 4967:2013

Przeprowadzona ocena ilościowa metodą punktową potwierdziła wyraźną różnorodność w czystości metalurgicznej materiału stosowanego do produkcji łuków ortodontycznych (rys. 5 i 6). Analiza przeprowadzona dla materiału łuku nr 1 wykazała, że udział wszystkich wtrąceń w badanym stopie nie przekracza wartości 0,026 przy błędzie pomiaru wynoszącym 0,010, natomiast dla materiału łuku nr 4 wynosi około 0,004 przy błędzie pomiaru wynoszącym 0,004 (3.1-3.4 i tab. 1).



Rys. 5. Metoda punktowa określająca objętość względną wtrąceń niemetalicznych w materiale łuku nr 1



Rys. 6. Metoda punktowa określająca objętość względną wtrąceń niemetalicznych w materiale łuku nr 4

$$p_{\alpha} = \frac{n_{\alpha}}{n} = \frac{7}{265} = 0,026 \quad (3.1)$$

$$\delta_{p_{\alpha}} = \left[\frac{p_{\alpha}(1-p_{\alpha})}{n} \right]^{\frac{1}{2}} = \left[\frac{0,026(1-0,026)}{265} \right]^{\frac{1}{2}} = 0,010 \quad (3.2)$$

$$p_{\alpha} = \frac{n_{\alpha}}{n} = \frac{1}{266} = 0,004 \quad (3.3)$$

$$\delta_{p_{\alpha}} = \left[\frac{p_{\alpha}(1-p_{\alpha})}{n} \right]^{\frac{1}{2}} = \left[\frac{0,004(1-0,004)}{266} \right]^{\frac{1}{2}} = 0,004 \quad (3.4)$$

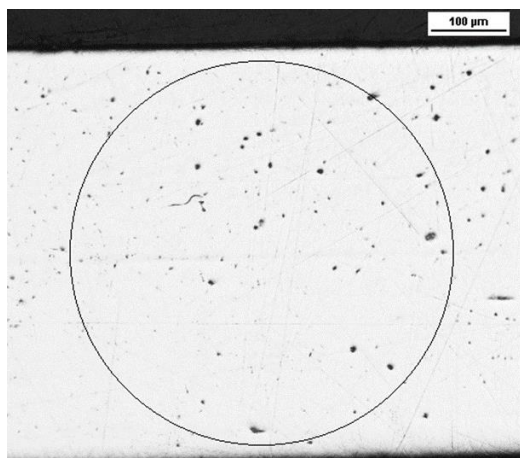
Tabela 1. Zestawienie wyników oceny ilościowej czystości metalurgicznej materiału badanych łuków ortodontycznych metodą punktową

	n	n_{α}	p_{α}	$\delta_{p_{\alpha}}$
łuk 1	265	7	0,0264	0,0099
łuk 2	256	3	0,0117	0,0067
łuk 3	252	6	0,0238	0,0096
łuk 4	266	1	0,0038	0,0038
łuk 5	211	2	0,0095	0,0067
łuk 6	210	0	0,0000	0,0000
łuk 7	210	2	0,0095	0,0067
łuk 8	173	0	0,0000	0,0000
łuk 9	252	1	0,0040	0,0040

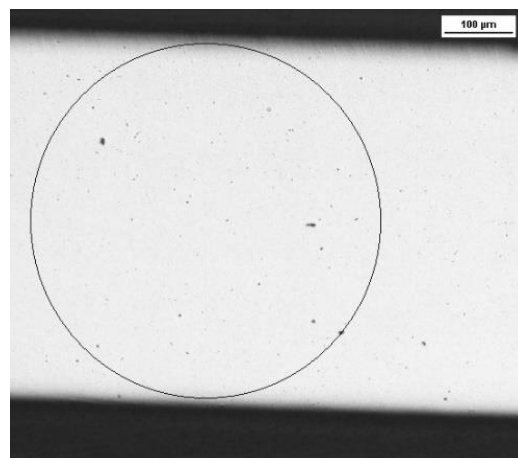
Uzyskane wyniki analizy metalograficznej metodą Jeffries'a również wykazały, że w badanej partii (opakowaniu) łuków ortodontycznych znajdują się produkty różniące się znacząco czystością metalurgiczną (rys. 7 i 8). Dla materiału łuku nr 1 wykazano, że całkowita liczba wtrąceń na powierzchni równej $0,5 \text{ mm}^2$ wynosi 246, natomiast dla materiału łuku nr 4 wynosi tylko 133 (3.5-3.6 i tab. 2).

$$N_T = N_W + kN_i = 245 + 0,5 \times 2 = 246 \quad (3.5)$$

$$N_T = N_W + kN_i = 132 + 0,5 \times 2 = 133 \quad (3.6)$$



Rys. 7. Metoda Jeffries'a określająca ilość wtrąceń niemetalicznych w materiale łuku nr 1



Rys. 8. Metoda Jeffries'a określająca ilość wtrąceń niemetalicznych w materiale łuku nr 4

Tabela 2. Zestawienie wyników oceny ilościowej czystości metalurgicznej materiału badanych łuków ortodontycznych metodą Jeffries'a

	N_W	N_i	N_T	N_A
łuk 1	245	2	246	492
łuk 2	411	6	414	828
łuk 3	152	3	153,5	307
łuk 4	132	2	133	266
łuk 5	39	0	39	78
łuk 6	122	2	123	246
łuk 7	247	1	247,5	495
łuk 8	21	0	21	42
łuk 9	40	3	41,5	83

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Leczenie ortodontyczne polega na stosowaniu i kontrolowaniu sił działających na zęby i sąsiadujące tkanki. Siły te są indukowane klinicznie przez elementy aparatu ortodontycznego, takie jak łuki, ligatury, zamki i sprężyny, a efektywność leczenia zależna jest od możliwości kontroli tych sił. W związku z tym podczas projektowania i przygotowania każdego aparatu stałego, lekarz ortodonta musi być w stanie przewidzieć jego działanie. Wiadomym jest także, że najważniejszym elementem stałego aparatu ortodontycznego są druty, z materiałów metalicznych, stosowane na łuki. Łuki służą do poruszania zębami w celu skorygowania ich pozycji i uzyskania prawidłowego zgryzu. Własności mechaniczne łuków ortodontycznych mają, zatem ogromne znaczenie, ponieważ są głównym czynnikiem stanowiącym o skuteczności leczenia.

Materiały metaliczne przeznaczone do stosowania w ludzkim organizmie powinny posiadać następujące cechy: wysokie właściwości mechaniczne, odporność na korozję w środowisku tkankowym, odpowiednie właściwości fizykochemiczne, biokompatybilność i jednorodność składu chemicznego oraz struktury. Bardzo ważnym aspektem dotyczącym biomateriałów metalicznych jest również ich stopień zanieczyszczenia wtrąceniami

niemetalicznymi, pozostałymi po procesach metalurgicznych. Rodzaj wtrąceń, ich kształt, ilość oraz sposób rozmieszczenia mogą mieć olbrzymi wpływ na anizotropię własności mechanicznych materiału, a tym samym może wpływać na efektywność leczenia.

Celem badań prezentowanych w pracy była ocena, czystości metalurgicznej materiału stosowanego do produkcji łuków ortodontycznych. Wyniki uzyskanych badań wykazały dużą różnorodność w stopniu zanieczyszczenia materiału badanych łuków wtrąceniami niemetalicznymi. We wszystkich łukach stwierdzono obecność wtrąceń niemetalicznych w postaci tlenków i krzemianów. We wszystkich analizowanych przypadkach tlenki występowały w mniejszej ilości, nie przekraczającej wzorca nr 1 wg ISO 4967:2013, a wtrącenia krzemianów w ilości od wzorca 1,5 do 3,5 wg ISO 4967:2013. Różnica pomiędzy materiałem poszczególnych łuków dotyczyła przede wszystkim całkowitej liczba wtrąceń N_T przypadającej na powierzchnię materiału równą $0,5 \text{ mm}^2$, wartość ta wynosiła od 21 do 414 dla kolejnych badanych próbek.

Rezultaty badań wskazały zatem wyraźnie, iż w analizowanej partii (opakowaniu) dziewięciu sztuk łuków ortodontycznych znajdują się najprawdopodobniej produkty pochodzące z różnych wytopów, znacząco różniące się, jakością wykonania, a tym samym prawdopodobnie różniące się właściwościami mechanicznymi. Można, zatem spodziewać się, że podczas przygotowywania leczenia ortodonta nie będzie w stanie przewidzieć działania poszczególnych łuków, a uzyskane rezultaty będą zależne od przypadkowo zastosowanego łuku o mniejszej lub większej czystości metalurgicznej.

LITERATURA

- [1] Karłowska I.: Zarys współczesnej ortodoncji, Podręcznik dla studentów i lekarzy dentystów. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2001.
- [2] Nanda R., Mielnik-Błaszczak M., Chang F.H.: Biomechanika i estetyka w ortodoncji. Wydawnictwo Czelej, Lublin 2009.
- [3] Isaacson K.G., Williams J.K.: Wprowadzenie do aparatów stałych. Wydawnictwo Kwintesencja, Warszawa 1994.
- [4] Kahl-Nieke B., Masztalerz A.: Wprowadzenie do ortodoncji. Urban&Partner, Wrocław 1999.
- [5] Craig R.G. i inni: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban&Partner, Wrocław 2008.
- [6] Combe E.C., Purzyński M., Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1997.
- [7] Karłowska I. i inni, Zarys współczesnej ortodoncji: Podręcznik dla studentów i lekarzy dentystów. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2016.
- [8] Marciniak J.: Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2002.
- [9] Nałęcz M. (red.): Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. tom 4 Biomateriały, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa 2003.
- [10] Łaskawiec J., Michalik R.: Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.

THE ANALYSIS OF METALLURGICAL PURITY REPEATABILITY OF ORTHODONTIC WIRES

Abstract: The metallic materials designed to production of braces possess following features: high mechanical and physicochemical proprieties, biocompatibility and homogeneity of structure. Very important point is also degree

non - metallic inclusion. The results of investigations presented in work show the large diverseness of metallurgical cleanness of studied wires material, which lead that various product could coming from different melting, non-uniform with quality of realization.

Małgorzata MATYJA¹, Magdalena RUTKA², Robert MICHNIK³, Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK³, Katarzyna NOWAKOWSKA³

¹Katedra Fizjoterapii Układu Nerwowego i Narządu Ruchu, AWF Katowice

²Studenckie Koło Naukowe przy Laboratorium Analizy Ruchu, AWF Katowice

³Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

EFEKTY USPRAWNIANIA NEUROROZWOJOWEGO DZIECKA Z ŁAGODNĄ POSTACIĄ CHODU TRENDELENBURGA

Streszczenie: Celem pracy była ocena efektów usprawniania dziecka z łagodną postacią chodu Trendelenburga u chłopca w wieku 4,5 lat. Przed i po okresie pięciomiesięcznego usprawniania metodą NDT-Bobath oceniano: równowagę i chód oraz jakość aktywności antygravitacyjnej. Po okresie usprawniania odnotowano znaczny progres ocenianych parametrów: odnotowano dwukrotne zmniejszenie pola elipsy, które przyjęło wartość normatywną a wykresy sił reakcji podłoża przyjęły prawidłowy kształt, uwidaczniając fazę obciążenia i propulsji. Odnotowano też poprawę we wszystkich ocenianych aktywnościach antygravitacyjnych.

Słowa kluczowe: chód Trendelenburga, parametry stabilograficzne, parametry dynamograficzne, terapia neurorozwojowa

1. WSTĘP

U dzieci występują różne warianty chodu. Jednym z nich jest chód z łagodnym obustronnym objawem Trendelenburga. Chód ten wynikający z osłabienia mięśni pośladkowych średnich nazywany jest w polskiej literaturze chodem kaczkowatym, a w nazewnictwie angielskim występuje jako chód Trendelenburga (Trendelenburg gait). Wydaje się, że różne warianty chodu u dzieci stanowią wzorce kompensacji obniżonego napięcia posturalnego i mogą występować u dzieci z zespołem tzw. DCD (developmental coordination disorders) [1,2].

Teorie odnoszące się do powstawania chodu Trendelenburga wskazują na trzy przyczyny:

1. wadliwa budowa stawu biodrowego m.in. w przebiegu dysplazji biodrowej, złuszczenia głowy kości udowej lub podczas zwknięcia stawu biodrowego [3],
2. schorzenia neurologiczne np. niedowłady połowicze i zmniejszenie siły mięśni obręczy biodrowej szczególnie osłabienie odwodźcicieli stawu biodrowego [4]. W wyniku zaistniałego wzorca pacjenci przyjmują pozycję z kompensacyjnie zwiększoną lordozą lędźwiową i przeprostami w stawach kolanowych [5],
3. genetycznie uwarunkowana choroba nerwowo-mięśniowa dystrofia Duchenne'a należąca do grupy miopatii [6],
4. nieprawidłowy kierunek ramienia siły mięśni pośladkowych średnich spowodowany

np. wadami kończyn dolnych [7].

W piśmiennictwie dotyczącym tego wzorca chodu znajdują się jedynie wzmianki odnoszące się do osłabienia mięśni pasma miednicznego oraz objawu Trendelenburga i nierzadko Duchenne'a, brak jednak dokładnej analizy pod względem parametrów czasowych, przestrzennych i kinematycznych chodu.

2. ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

Chód Trendelenburga pojawia się jako konsekwencja osłabienia mięśni stabilizujących kompleks łądźwiowo-biodrowo-miedniczny. U dzieci bez zaburzeń neurologicznych może być przejawem hipotonii mięśni rejonu centralnego i mięśni kończyn dolnych.

Celem pracy jest ocena efektów usprawniania neurorozwojowego dziecka z łagodną postacią chodu Trendelenburga.

3. MATERIAŁ I METODA

W pracy przedstawiono studium przypadku 4.5-letniego chłopca, który wykazywał cechy chodu Trendelenburga z przewagą strony lewej. U dziecka w badaniu neurologicznym wykluczono dystrofię typu Duchenne'a i mózgowie porażenie dziecięce. W rozpoznaniu neurologicznym ustalono: G-98 Inne zaburzenia układu nerwowego niesklasyfikowane gdzie indziej. W badaniu ortopedycznym wykluczono dysfunkcje stawów biodrowych. U chłopca obserwowano cechy obniżonego napięcia posturalnego: miał powiększoną lordozę łądźwiową i trudności z aktywnością antygravitacyjną: nie umiał podnosić głowy z pozycji leżenia tyłem, miał trudności z przyjmowaniem pozycji siedzącej, siedział ze znacznym tyłopochyleniem miednicy, przyjmował pozycję stojącą z pozycji niedźwiadka, nie umiał podskakiwać obunóż. Chłopiec był usprawniany neurorozwojowo w oparciu o koncepcję Bobath w okresie pięciu miesięcy. Usprawnianie obejmowało ćwiczenia stabilizacji miednicy i kontroli kończyn dolnych. Ćwiczenia stabilizacji polegały na stymulacji reakcji nastawczych i reakcji równowagi w różnych pozycjach, z wykorzystaniem piłek i wałków w celu aktywizacji mięśni kompleksu łądźwiowo-biodrowo miednicznego. Ćwiczenia kontroli kończyn dolnych prowadzone także w różnych pozycjach były z zachowaniem wyrównania posturalnego i właściwych relacji między stabilizacją proksymalną i mobilnością dystalną.

Przed i po okresie usprawniania przeprowadzono badania stabilograficzne oraz badania chodu w Laboratorium Narządu Ruchu Człowieka Wydziału Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej w Zabrze. Badanie równowagi wykonano na platformie stabilograficznej ZEBRIS FDM-S (Zebris Medical GmbH, Germany) przeprowadzając test Romberga, polegający na staniu na dwóch kończynach dolnych z oczami otwartymi i zamkniętymi przez 30 s. Analizowano wartość pola elipsy oraz rozkład nacisku stóp na podłoże (procentowe obciążenie prawej i lewej kończyny dolnej, przodostopia i tyłostopia). Badanie chodu przeprowadzono na bieżni dynamograficznej firmy ZEBRIS FDM-T (Zebris Medical GmbH, Germany), wyposażonej w czujniki tensometryczne znajdujące się pod pasem transmisyjnym. Jako naturalną prędkość chodu dla badanego pacjenta przyjęto 2,5 km/h i dla takiej prędkości wykonano pomiary.

Ponadto w gabinecie rehabilitacji dzieci w Sosnowcu oceniano jakość aktywności antygravitacyjnej oraz filmowano chód pacjenta w celu obserwacji bocznych wychyleń miednicy. Wychylenia boczne miednicy mierzono goniometrem na kadrach z filmu (zgodnie z propozycją D. Levine) [8]. Oceniając aktywność antygravitacyjną wykonano 7 spośród 15 prób [9]: kontrolę unoszenia głowy w pozycji supinacyjnej, aktywność mięśnia poprzecznego brzucha, kontrolę miednicy w siadzie prostym, sposób przyjmowania pozycji siedzącej, siad

bokiem z pozycji klęku prostego, sposób przyjmowania pozycji stojącej, stanie na jednej kończynie dolnej. Jakość prób oceniano punktowo: brak wykonania próby 0 pkt, próba wykonana z aktywnością kompensacyjną 1pkt, próba wykonana prawidłowo 2 pkt.

W usprawnianiu neurorozwojowym stosowano ćwiczenia metodą NDT-Bobath normalizujące napięcie posturalne i poprawiające kontrolę kończyn dolnych. Chłopiec uczestniczył w zajęciach w okresie od stycznia do czerwca 2016 roku średnio 2 razy w tygodniu.

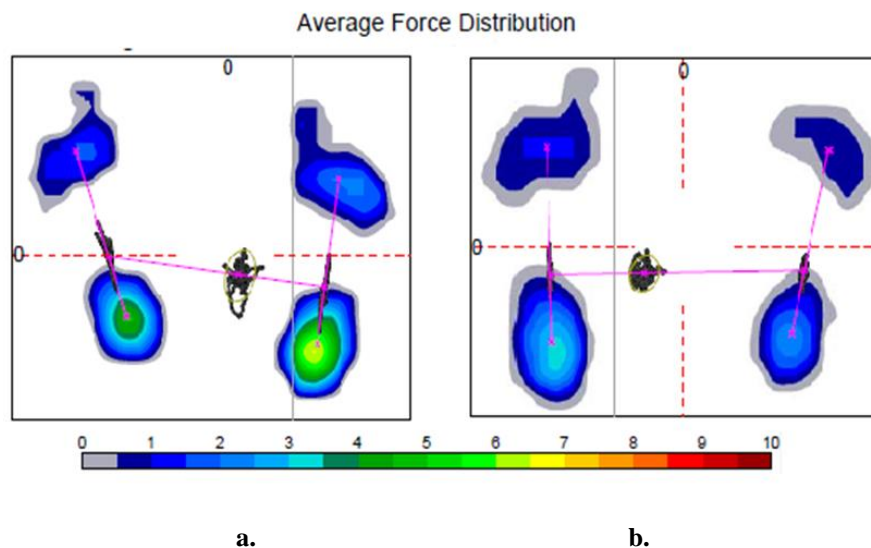
4. WYNIKI

Wyniki badań stabilograficznych przeprowadzonych przed procesem usprawniania neurorozwojowego wskazują na znaczne odchylenia w symetrii obciążenia stóp pacjenta (Rys. 1). Odnotowano niemal o 20% większe obciążenie kończyny prawej w stosunku do kończyny lewej. Wartości obciążenia przodo- i tyłostopia znalazły się w granicach normy. Ponadto odnotowano zaburzenia zdolności utrzymywania równowagi o czym świadczy przekroczona dwukrotnie w stosunku do normy [10] wartość pola elipsy wynosząca 82,3 mm² (Tab.1).

W badaniu przeprowadzonym po 5-miesięcznym procesie usprawniania zaobserwowano większą symetrię w obciążeniu stóp podczas stabilnego stania (Ryc.1) Obciążenie przodo- i tyłostopia pozostało w granicach normy. Ponadto zmniejszyła się wartość pola elipsy, która wynosi 45,6 mm², co świadczy o znacznej poprawie równowagi u pacjenta (Tabela1).

Tabela 1. Porównanie wyników badania stabilograficznego przed i po usprawnianiu

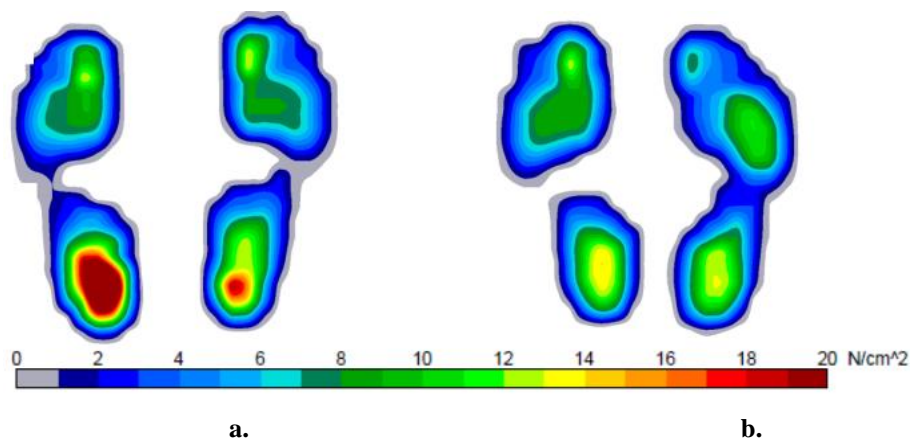
Kolejne badania	Pole elipsy [mm ²]	Obciążenie lewej stopy [%]		Obciążenie prawej stopy [%]	
		Przodostopie	Tyłostopie	Przodostopie	Tyłostopie
Badanie przed procesem usprawniania neurorozwojowego	82,3	36	64	34,8	65,2
Badanie po procesie usprawniania neurorozwojowego	45,6	34,4	65,6	34,5	65,5



Rys. 1. Średni rozkład obciążenia stóp podczas swobodnej pozycji stojącej obunóż z otwartymi oczami przez 30s a) przed rozpoczęciem usprawniania b) po 5 miesiącach usprawniania

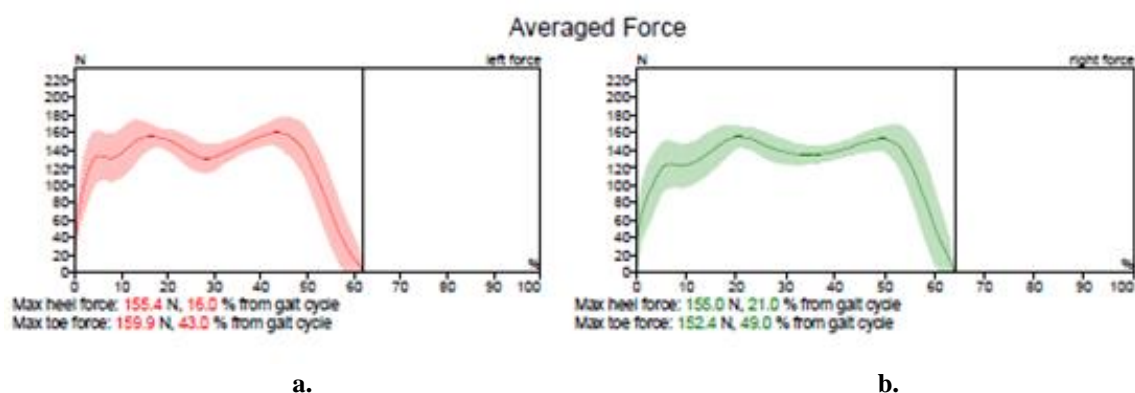
Przeprowadzone badania chodu na bieżni dynamograficznej pozwoliły na ocenę sił reakcji podłoża, parametrów czasowych chodu oraz rotacji stóp.

Największe zmiany dostrzeżono w fazie initial contact wg D. Levine i wsp. [8], w której przed rozpoczęciem usprawniania dochodziło do zbyt mocnego nacisku pięty na podłoże. Wartość siły reakcji podłoża przekraczała 18 N/cm^2 . Odnotowano asymetrię w rozkładzie nacisku obu stóp z przewagą stopy lewej. Wyniki badania przeprowadzonego po 5 miesiącach terapii wykazują, iż analizowana wartość uległa zmniejszeniu i wynosi 14 N/cm^2 a nacisk stóp jest bardziej symetryczny (Rys. 2.)

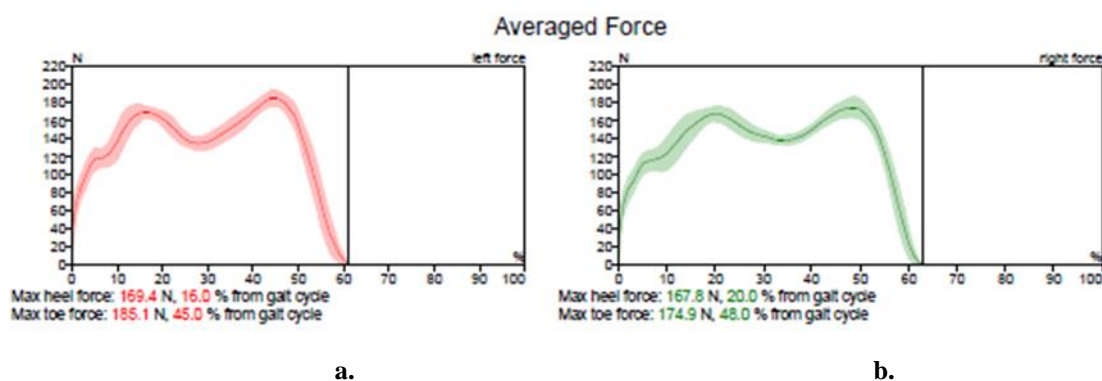


Rys. 2. Rozkład nacisku stóp na podłoże podczas chodu dla: a) przed usprawnieniem b) po okresie usprawniania

Odnotowano również poprawę w zakresie składowej pionowej reakcji podłoża podczas chodu (Rys. 3 i 4). Po okresie usprawniania faza obciążenia jest wyraźnie zaznaczona i wykresy przyjmują kształt zbliżony do normalywnego potocznie określany jako kształt siodła [11, 12].



Rys. 3. Składowa pionowa siły reakcji podłoża podczas chodu przeprowadzonego przed procesem usprawniania dla: a) lewej kończyny dolnej, b) prawej kończyny dolnej



Rys. 4. Składowa pionowa siły reakcji podłoża podczas chodu przeprowadzonego po procesie usprawniania dla: a) lewej kończyny dolnej, b) prawej kończyny dolnej

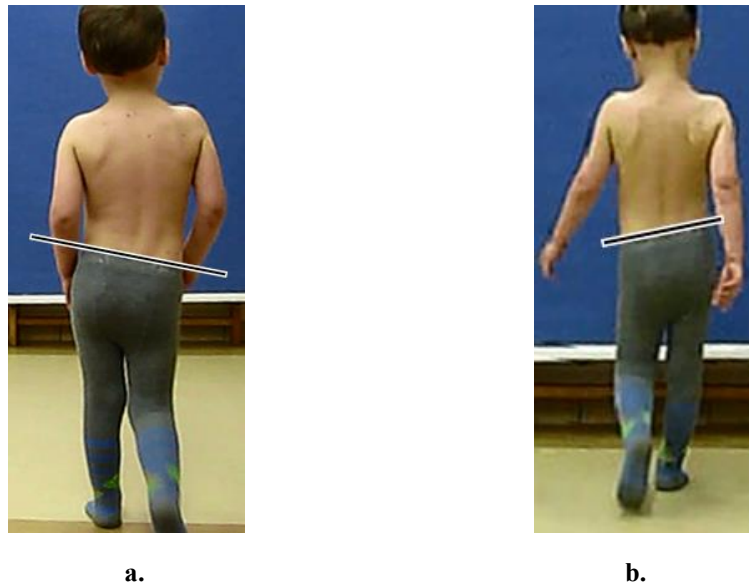
Parametry określające czas trwania poszczególnych faz cyklu chodu oraz długości kroków są symetryczne dla prawej i lewej kończyny dolnej i zbliżone do normy w obu badaniach (tab.2). Przeprowadzone pomiary pozwoliły na określenie wartości kąta progresji stopy (ang. foot-progression angle – FPA) [13]. W badaniu przeprowadzonym przed procesem usprawniania odnotowano nadmierną rotację zewnętrzną obu stóp (z przewagą lewej stopy), która uległa zmniejszeniu po zastosowanej terapii (Tabela 2).

Tabela 2. Zestawienie parametrów badania dynamograficznego

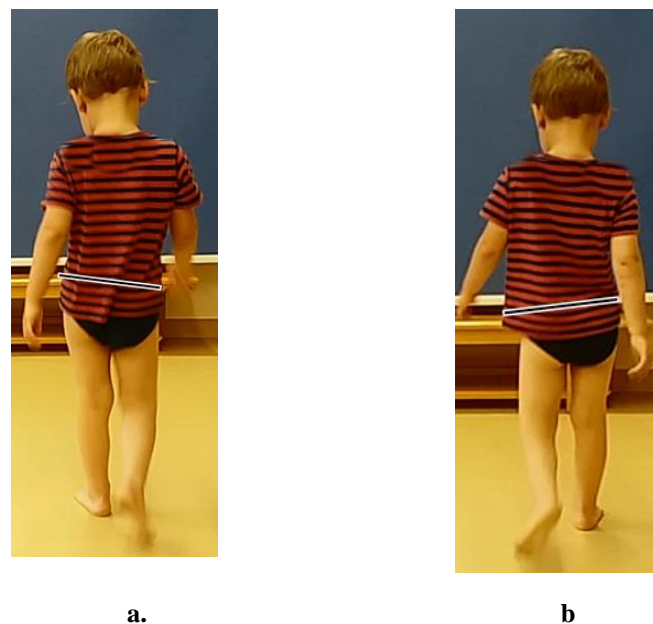
Oceniwane parametry	Badane kończyny	Badanie przed procesem usprawniania neurorozwojowego	Badanie po procesie usprawniania neurorozwojowego
Czas trwania fazy podporowej	Lewa k.d	61.8+/-3.1 s	61.2+/-1.6 s
	Prawa k.d	63.6+/-2.8 s	62.9+/-1.4 s
Czas trwania fazy przenoszenia	Lewa k.d	38.2+/-3.1 s	38.8+/-1.6 s
	Prawa k.d	36.4+/-2.8 s	37.1+/-1.4 s
Długość kroku lkd	Lewa k.d	31+/-3 cm	30+/-2 cm
	Prawa k.d	33+/-3 cm	34+/-2 cm
Rotacja stopy	Lewa k.d	11,4 +/-3,7°	10,3 +/- 3,0°
	Prawa k.d	6,9+/-3,8°	3,7+/-3,6°

Na kadrach filmu przed rozpoczęciem procesu usprawniania wyraźnie widoczny był objaw Trendelenburga; po 5 miesiącach terapii miednica jest lepiej kontrolowana w płaszczyźnie czołowej i objaw Trendelenburga nie występuje.

Ryciny 5 i 6 przedstawiają kadry z filmów wideo zarejestrowanych dla pacjenta podczas badania chodu przed i po procesie usprawniania neurorozwojowego. Przyjętą metodykę określenia wychylenia bocznego miednicy zaczerpnięto z pracy D. Levine [8].



Rys. 5. Kadr z filmu wideo zarejestrowany podczas badania chodu przed procesem usprawniania neurorozwojowego w czasie pełnego obciążenia kończyny dolnej a) lewej, b) prawej



Rys. 6. Kadr z filmu wideo zarejestrowany dla pacjenta podczas badania chodu po procesie usprawniania neurorozwojowego w czasie pełnego obciążenia kończyny dolnej a) lewej, b) prawej

W badaniu przeprowadzonym przed rozpoczęciem procesu usprawniania (Rys. 5) wyraźnie widoczne jest opadanie miednicy (objaw Trendelenburga), natomiast w badaniu przeprowadzonym po 5 miesiącach terapii miednica jest lepiej kontrolowana w płaszczyźnie czołowej i objaw Trendelenburga nie występuje (Rys. 6).

Poniżej w tabeli 3 zamieszczono wyniki wartości kąta ustawienia miednicy przed i po okresie usprawniania. W zakresie aktywności antygravitacyjnej odnotowano poprawę we wszystkich próbach (Tabela 4).

Tabela 3. Zestawienie wartości kąta pomiędzy ustawieniem miednicy względem podłoża w badaniu początkowym i końcowym

Kąt ustawienia miednicy względem podłoża	Badanie przed usprawnianiem		Badanie po 5 miesiącach usprawniania	
	Lewa wykroczna	Prawa wykroczna	Lewa wykroczna	Prawa wykroczna
	13 ⁰	12 ⁰	7 ⁰	8 ⁰

Tabela 4. Wyniki w zakresie aktywności antygravitacyjnej przed i po okresie usprawniania

Czynność	Przed usprawnianiem	Po okresie usprawniania
1. Kontrola unoszenia głowy w pozycji supinacyjnej	1	1
2. Aktywność mięśnia poprzecznego brzucha	1	2
3. Kontrola miednicy w siadzie prostym	1	2
4. Sposób przyjmowania pozycji siedzącej	1	2
5. Siad bokiem z pozycji kłku prostego	1	2
6. Sposób przyjmowania pozycji stojącej	1	2
7. Stanie na jednej kończynie dolnej.	1	2
RAZEM	7	13

5. DYSKUSJA

W piśmiennictwie nie odnotowano doniesień o łagodnej postaci chodu Trendelenburga. Wydaje się jednak, iż informacja o tego rodzaju zaburzeniu chodu może mieć pewną wartość praktyczną. Chód Trendelenburga może stanowić jeden z przejawów zaburzeń stabilizacji kompleksu lędźwiowo-biodrowo-miednicznego. W przypadku innych wariantów chodu pojawiają się informacje, iż mogą one mieć charakter fizjologiczny co oznacza, że wzorzec chodu w miarę dojrzewania OUN powinien stopniowo się poprawiać. O chodzie Trendelenburga nie ma takich informacji. Zestawienie wyników przed i po usprawnianiu badanego pacjenta wskazuje na znaczną poprawę funkcjonowania dziecka w zakresie ocenianych parametrów

6. WNIOSKI

Neurorozwojowe ćwiczenia stabilizacji kompleksu biodrowo-lędźwiowo-miednicznego spowodowały poprawę parametrów stabilometrycznych, poprawę wzorca chodu oraz aktywności antygravitacyjnej chłopca z chodem Trendelenburga.

LITERATURA

- [1] American Psychiatric Association. 1994, Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders DSMIV-TR. 4th ed. Washington, DC, USA: APA.
- [2] Gogola A., Matyja M., Kuszewski M.: Commentary on Development of Low Postural Tone Compensatory Pattern Predicted Dysfunction Patterns in Lower Part of the Body, *Journal of Pediatric Neurology & Medicine*, vol. 2:1, 2017.
- [3] Tecklin J.S., et all.: Wrodzone zwichnięcie biodra. w: *Fizjoterapia pediatryczna*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 1996, s. 326-329.
- [4] Zitelli B., McIntire S., Nowalk A.: *Ortopedia w: Badanie kliniczne w pediatrii*. Atlas I podręcznik. Zitelli and Davis. Elsevier Urban and Partner, Wrocław 2014.
- [5] Behrman M.D., et all.: *Układ nerwowy w: Podręcznik pediatrii*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1996.
- [6] Radwańska A., Seyfried A.: Patomechanika postawy ciała i funkcji chodu we wczesnym okresie miopatii. *Postępy rehabilitacji*, vol. 15(4), 2001, s.23-36.
- [7] Vasudevan P.N., et all. Can Trendelenburg's sign be positive if the hip is normal? *The journal of bone and joint surgery*, vol. 79, 1997, p. 462-466.
- [8] Levine D., Richards J., Whittle M.W.: *Chód fizjologiczny*. w: *Whittle Analiza chodu*. Wyd. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2012.
- [9] Matyja M., Gogola A.: Analiza wzorców motorycznych u dzieci w aspekcie jakości postawy ciała. *Standardy medyczne*, vol. 12, 2015, s. 106-111.
- [10] Sobera M.: Równowaga ciała w naturalnej pozycji stojącej u małych dzieci i osób dorosłych. *Promocja zdrowia w hierarchii wartości*, vol. LX, suppl. XVI, 487, s. 153-156,
- [11] Bober T., Bugajski A.: Chód naturalny i niektóre aspekty patologii chodu. *Fizjoterapia Polska*, vol. 6(4), s. 267-275.
- [12] Sychaczewska M.: Chód w obrazie analizy laboratoryjnej, *Ortopedia i Traumatologia*, vol. 3(4), 2001, s. 484-486.
- [13] Li Y.H., Leong J.C.Y.: Intoeing gait in children, *Hong Kong Medical Journal*, vol. 5(4), 1999, p. 360-366.

EFFECTS OF NEURODEVELOPMENTAL TREATMENT OF THE CHILD WITH MILD FORM OF TRENDELENBURG GAIT

Abstract: The aim of the study is to evaluate the effects of treatment of the 4.5 years old with mild form of Trendelenburg gait. Balance, gait and the quality of antigravitational activity were assessed before and after five-month NDT-Bobath method therapy. Significant progress of evaluated parameters was recorded after treatment: twofold decrease of pole of ellipse was noted that reached normative value and the ground reaction forces graphs obtained proper shape, showing the phase of loading and propulsion. Improvement of all assessed antigravitational activities was also noted.

Paulina OBREBSKA¹, Justyna OGRODNIK¹, Szczepan PISZCZATOWSKI¹

¹Zakład Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

WPLYW SPOSOBU PRZENOSZENIA BAGAŻU PODRĘCZNEGO NA AKTYWNOŚĆ WYBRANYCH MIĘŚNI SZKIELETOWYCH

Streszczenie: Celem niniejszej pracy było określenie czy sposób przenoszenia bagażu podręcznego wpływa na aktywność wybranych mięśni szkieletowych. W tym celu badana była aktywność tych mięśni w czasie chodu z odpowiednio dobranym sposobem obciążenia. Podczas analizy wyników zauważono, że niesymetryczne przenoszenie bagażu powoduje zwiększoną aktywność badanych mięśni oraz wzrost asymetrii w działaniu mięśni po prawej i lewej stronie ciała.

Słowa kluczowe: biomechanika, mięsień, EMG, obciążenia kręgosłupa, bagaż podręczny

1. WSTĘP

Układ szkieletowo-mięśniowy człowieka to skomplikowana struktura złożona z wielu współpracujących ze sobą elementów. Istotny wpływ na jego funkcjonowanie mają działające w jego obrębie obciążenia mechaniczne. Istotnym źródłem takich obciążeń są czynności dnia codziennego, ważne z uwagi na ich wielokrotne powtarzanie w długim okresie.

Wiadomo, że jedną z form aktywności jest przenoszenie różnych ciężarów. W przypadku dzieci i młodzieży w wieku szkolnym, kiedy następuje intensywny rozwój układu szkieletowego, narażone są one na niedogodności związane z noszeniem często zbyt ciężkiego tornistra. Mogą mieć one w tej sytuacji do czynienia z takimi problemami jak zmęczenie, bolesność mięśni, bóle pleców oraz ramion, drętwienie rąk, a w skrajnych przypadkach uszkodzenie kręgosłupa [2]. W przypadku nastolatków, aż u 50% z nich, dolegliwości bólowe w obrębie kręgosłupa spowodowane są noszeniem toreb [3,10]. Według Elfvinga [1] może to być spowodowane zwiększoną aktywnością mięśni, która z kolei powoduje ich zmęczenie [9]. Zgodnie z ustaleniami Heuschera [5] studenci noszą swoje torby czy plecaki więcej niż 30 minut w ciągu dnia, ciężar bagażu wynosi w przybliżeniu 10% ciężaru ich ciała, a sposób w jaki go przenoszą jest przeważnie niesymetryczny. Oprócz problemów w obrębie kręgosłupa, niesymetryczne przenoszenie bagażu podręcznego może być również niekorzystne dla stawu biodrowego [7,8]. Zbyt duże siły mięśniowe działające w tym obszarze mogą powodować zwiększenie dolegliwości bólowych oraz nadmierne zużywanie się stawu. W tej sytuacji konieczne wydaje się prowadzenie dodatkowych badań, pozwalających lepiej zrozumieć związek pomiędzy pracą mięśni, a sposobem przenoszenia ciężaru.

Celem prezentowanych badań było zbadanie wpływu sposobu przenoszenia bagażu podręcznego na aktywność wybranych mięśni szkieletowych.

2. MATERIAŁ I METODA

Badania zostały przeprowadzone na grupie 15 studentów (9 kobiet i 6 mężczyzn) w wieku $22,10 \pm 2,10$ lat, o wysokości ciała $1,75 \pm 0,35$ m, masie ciała $72 \pm 12,3$ kg oraz wartości współczynnika BMI $22,5 \pm 5,8$. Wszystkie osoby badane deklarowały się jako zdrowe.

Do oceny aktywności mięśni podczas chodu bez obciążenia, a także podczas różnych wariantów przenoszenia bagażu podręcznego wybrano mięsień czworoboczny (*m. trapezius - T*), mięsień najszerszy grzbietu (*m. latissimus dorsi - LD*), mięsień prostownik grzbietu (*m. erector spinae - ES*) oraz mięsień pośladkowy średni (*m. gluteus medius - GM*). Badano mięśnie usytuowane zarówno po lewej jak i prawej stronie ciała.

Stanowisko badawcze składało się ze ścieżki pomiarowej, w skład której wchodziła platforma pedobarograficzna Footscan 2m firmy RsScan (określenie początku i końca cyklu chodu), wyposażona w interfejs 3D box umożliwiający jej synchronizację czasową z zestawem do badania aktywności elektrycznej mięśni. Wykorzystano zestaw firmy Biometrics Ltd. składający się ze stacji pomiarowej DataLOG MWX8 oraz 8 zintegrowanych elektrod SX230, wyposażonych w przedwzmacniacz oraz filtry dolnoprzepustowy i górnoprzepustowy (pasmo przenoszenia 20 - 450 Hz, wzmocnienie 1000 razy).

W badaniu wykorzystano trzy rodzaje bagażu podręcznego (rys. 1.): plecak (1,2), torbę na długim, regulowanym pasku (3,4) oraz torebkę z krótką, nieregulowaną rączką (5). Długość paska torby dobierano tak, aby jej środek znalazł się na wysokości stawu biodrowego. Ciężar bagażu dobierano indywidualnie dla każdej osoby w taki sposób, by wynosił on 10% ciężaru ciała.

Zbadano 9 wariantów przenoszenia bagażu (rys. 1.). Plecak umieszczono symetrycznie na obu ramionach (ps) albo asymetrycznie na prawym (pp) lub lewym (pl) ramieniu. Torbę na długim pasku umieszczono niesymetrycznie na prawym (tp) bądź lewym (tl) ramieniu. Zakładano ją także "na krzyż", tzn. torba opierała się o lewe biodro (tkl), ale zawieszona była na prawym ramieniu, bądź znajdowała się po prawej stronie ciała (tkp), a opierała się na ramieniu lewym. Torebkę z krótką rączką umieszczano na przedramieniu prawym (tpp), bądź lewym (tpl). Dodatkowo, zbadano również zachowanie mięśni w czasie chodu bez obciążenia (bo).



Rys. 1. Sposoby przenoszenia obciążenia (warianty 2-5 były powtarzane dla prawej i lewej strony):
1- plecak symetrycznie (ps), 2- plecak na prawym ramieniu (pp), 3- torba na prawym ramieniu (tp),
4- torba założona "na krzyż" na prawą stronę (tkp), 5- torebka na przedramieniu prawym (tpp)

Elektrody umieszczano po obu stronach ciała na oczyszczonej skórze, 2 cm w kierunku bocznym od trzeciego kręgu piersiowego (*m. czworoboczny*), 2 cm w dół od kąta łopatki (*m. najszerszy grzbietu*), 2 cm w kierunku bocznym od pierwszego kręgu lędźwiowego (*m. prostownik grzbietu*) oraz w połowie odległości między krętarzem większym a grzebieniem biodrowym (*m. pośladkowy średni*).

Dla każdego z wariantów pomiarowych wykonano 3 przejścia wzdłuż ścieżki pomiarowej (długość 10 m), podczas których zarejestrowano rozkład nacisków w kontakcie stopy z podłożem (platforma Footscan) oraz elektryczną aktywność badanych mięśni (EMG).

W celu oceny aktywności wybranych mięśni podczas wykonywania analizowanych czynności określono: średnią amplitudę sygnału EMG oraz asymetrię aktywności mięśni po prawej i lewej stronie ciała w czasie cyklu chodu.

Surowy sygnał EMG był filtrowany sprzętowo z użyciem filtra pasmowo-przepustowego o paśmie 20-450 Hz i próbkowany z częstotliwością 1000 Hz. Dla oceny amplitudy sygnału EMG wyznaczono jego obwiednię stosując średnią ruchomą z wykorzystaniem metody RMS (*root mean square*). Podczas wyznaczenia średniej ruchomej stosowano okno czasowe 0,2 ms [6]. Po wybraniu odpowiedniego odcinka czasowego, odpowiadającego cyklowi chodu dla lewej kończyny dolnej, wyznaczono wartość średnią amplitudy (wygładzonej wcześniej metodą RMS) sygnału EMG w tym okresie. Obliczenia powtórzono dla trzech kolejnych przejść danej osoby przez ścieżkę pomiarową, następnie uśredniono i odniesiono do średniej aktywności danego mięśnia podczas chodu bez dodatkowego obciążenia i wyrażono w procentach (normalizacja sygnału EMG do *reference voluntary contraction* (RVC)) [15]. Zastosowanie normalizacji sygnału EMG do wartości RVC umożliwiło porównywanie aktywności uzyskanej dla różnych mięśni oraz różnych osób, bez konieczności wykonywania serii dość trudnych do praktycznej realizacji pomiarów maksymalnej aktywności mięśni, niezbędnej do wykonania najczęściej stosowanej normalizacji z użyciem sygnału MVC (*maximum voluntary contraction*). Uzyskane wyniki indywidualne uśredniono następnie dla całej grupy. W celu określenia asymetrii w aktywności mięśni po prawej i lewej stronie ciała w czasie cyklu chodu wykorzystano własny wskaźnik logarytmiczny, którego wartość chwilową wyznaczano z użyciem formuły:

$$\text{LOG} \left(\frac{L}{P} \right) = \text{LOG} \left(\frac{\text{chwilowa wartość aktywności mięśnia lewego dla sytuacji } x}{\text{chwilowa wartość aktywności mięśnia prawego dla sytuacji } x} \right) \quad (1)$$

Chwilową wartość aktywności poszczególnych mięśni uzyskano dzieląc chwilową wartość sygnału dla danej formy przenoszenia bagażu przez maksymalną wartość uzyskaną dla tego mięśnia w czasie chodu bez obciążenia (normalizacja EMG do RVC). Uzyskany wskaźnik pozwolił na określenie asymetrii aktywności mięśni w czasie cyklu chodu - wartość dodatnia to przewaga mięśnia po lewej stronie ciała, zaś wartość ujemna wskazuje na dominację mięśnia po prawej stronie ciała. Uzyskane wyniki odniesiono do czasu trwania cyklu chodu lewej kończyny dolnej, a następnie uśredniono dla całej grupy.

Jak wiadomo, w sytuacji, gdy chwilowa aktywność mięśni po lewej i prawej stronie będzie identyczna $L/P = 1 = 10^0$, wskaźnik przyjmuje wartość 0. Przy przewadze aktywności mięśni po lewej stronie ciała, wskaźnik przyjmuje wartości dodatnie (np. dla 10-krotnej przewagi lewego mięśnia $L/P = 10/1 = 10^1$ wartość wskaźnika wynosi 1), podczas gdy przeważa aktywność mięśni po prawej stronie przyjmuje wartości ujemne (np. dla 10-krotnej przewagi prawego mięśnia $L/P = 1/10 = 10^{-1}$ wartość wskaźnika wynosi -1).

Dodatkowo, wyznaczono także współczynniki korelacji liniowej Pearsona między średnimi wartościami aktywności dwóch wybranych mięśni dla różnych wariantów przenoszenia bagażu podręcznego w czasie jednego cyklu chodu (w odniesieniu do lewej kończyny dolej). Do wyznaczenia zależności statystycznych użyto programu STATISTICA 12 (poziom istotności $p < 0,05$).

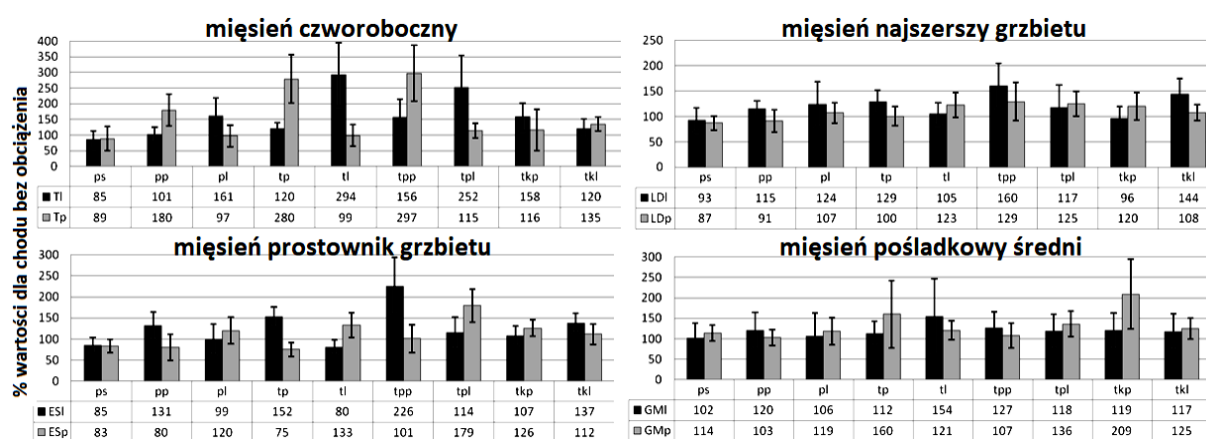
3. WYNIKI

3.1. Średnia aktywność badanych mięśni

Średnią aktywność poszczególnych mięśni przedstawiono na rys. 2.

Dla większości analizowanych przypadków wartość średniej aktywności badanych mięśni mieści się w przedziale 100 - 150% wartości uzyskanej przy chodzie bez dodatkowego obciążenia. Można także zauważyć, że wariantem odznaczającym się najniższą średnią aktywnością badanych mięśni było symetryczne przenoszenie plecaka (ps) - ok. 80 - 90%

wartości dla chodu bez obciążenia (z wyjątkiem mięśnia pośladkowego średniego). Z drugiej strony warianty, które wymagały od mięśni największej aktywności, to noszenie torby na jednym ramieniu (tp, tl) oraz torebki na przedramieniu (tpp, tpl). Tutaj dla mięśnia czworobocznego uzyskano wyniki na poziomie nawet 300% wartości zarejestrowanej dla chodu bez obciążenia, a dla mięśnia prostownika grzbietu ok. 200% wartości dla chodu bez obciążenia. Widać też, że mięsień czworoboczny odznaczał się większą aktywnością po tej samej stronie, po której znajdowało się obciążenie (wyjątek - torba przełożona "na krzyż"). Z kolei mięsień prostownik grzbietu oraz mięsień najszerzy grzbietu były aktywniejsze po stronie przeciwnej niż obciążenie (ponownie wyjątkiem było noszenie torby "na krzyż"). W przypadku mięśnia pośladkowego średniego również zauważono tendencję do większej aktywności po przeciwnej stronie niż obciążenie, za wyjątkiem torby noszonej na jednym ramieniu (tp, tl).

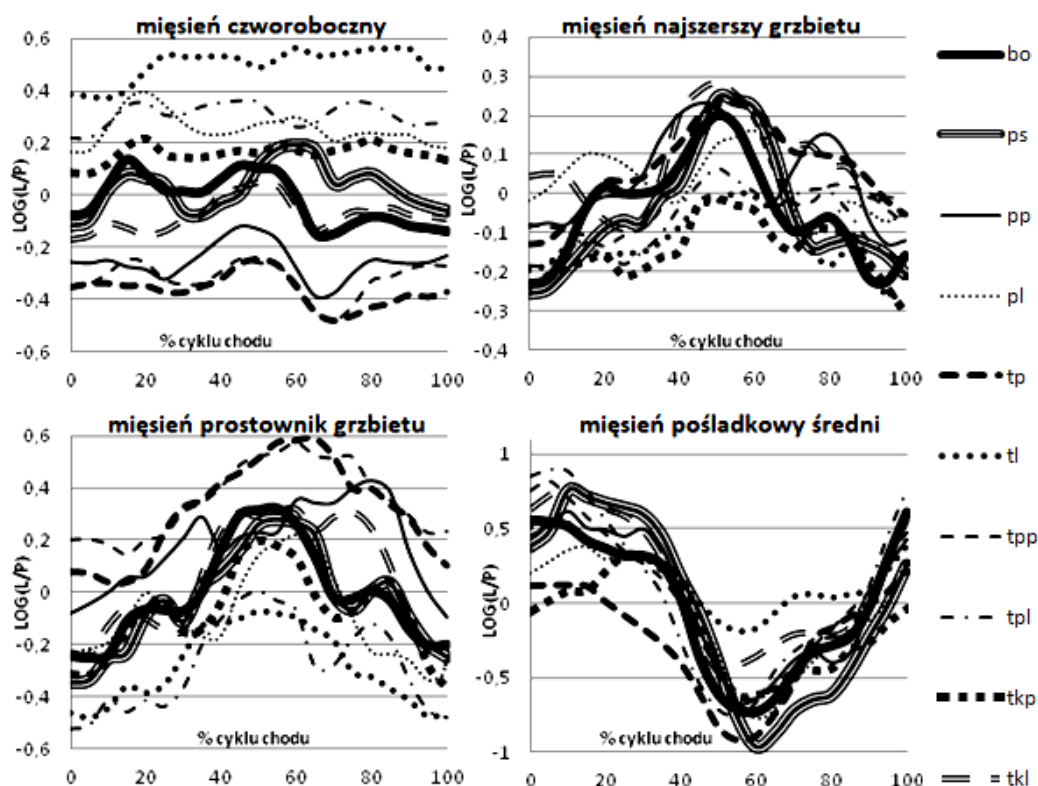


Rys. 2. Średnia aktywność badanych mięśni podczas jednego cyklu chodu dla lewej kończyny dolnej wraz z odchyleniem standardowym - ■ strona lewa, ■ strona prawa

3.2. Ocena asymetrii w działaniu mięśni

Wyniki dotyczące asymetrii aktywności mięśni znajdujących się po prawej i lewej stronie ciała zostały przedstawione na rys. 3.

Na podstawie analizy wyników (rys. 3.) można zauważyć, że największą asymetrię w działaniu prawej i lewej strony można zauważyć dla mięśnia pośladkowego średniego (wartości z przedziału -1 do 1), zaś najmniejszą dla mięśnia najszerzego grzbietu (wartości z przedziału od -0,3 do 0,3). Dla pozostałych dwóch mięśni wartości wskaźnika znajdują się w przedziale od -0,6 do 0,6. Analizując przebieg wskaźnika asymetrii dla mięśnia czworobocznego widać, że niesymetryczne przenoszenie bagażu podręcznego powoduje przewagę mięśnia znajdującego się po tej samej stronie, po której znajduje się obciążenie podczas całego cyklu chodu - wyjątkiem jest torba noszona "na krzyż". Mięsień prostownik grzbietu oraz mięsień najszerzy grzbietu wykazuje większą aktywność po stronie przeciwnej niż przenoszone obciążenie, choć przewaga nie musi się już utrzymywać przez cały cykl chodu. Asymetria w aktywności mięśnia pośladkowego średniego uzależniona jest od fazy cyklu chodu - największą aktywność wykazuje na początku fazy podporowej (stąd wysokie wartości dodatnie wskaźnika na początku cyklu chodu oraz wysokie wartości ujemne przy ok. 60% cyklu chodu - kontakcie prawej stopy z podłożem).



Rys. 3. Logarytmiczny wskaźnik asymetrii aktywności mięśni - wartości dodatnie oznaczają przewagę lewego mięśnia

3.3. Ocena korelacji (r) pomiędzy aktywnością wybranych mięśni

W tab.1. umieszczono współczynniki korelacji liniowej Pearsona między średnią aktywnością dwóch wybranych mięśni dla różnych wariantów przenoszenia obciążenia w czasie jednego cyklu chodu. Analizowano średnią aktywność poszczególnych mięśni w czasie pojedynczego cyklu chodu. Uwzględniono tylko wyniki istotne statystycznie ($p < 0,05$). Wszystkie analizowane parametry miały rozkład normalny.

Tabela 1. Współczynniki korelacji między średnią aktywnością dwóch wybranych mięśni

Rozpatrywana para mięśni	Sposób przenoszenia bagażu (symbol)	r (współczynnik korelacji)	p (poziom istotności)
m. czworoboczny prawy - m. czworoboczny lewy	ps	0,92	0,01
	pp	0,92	0,01
	pl	0,86	0,03
	tl	0,88	0,02
	tpp	0,88	0,02
m. czworoboczny lewy - m. prostownik grzbietu lewy	tp	0,91	0,01
m. czworoboczny lewy - m. prostownik grzbietu prawy	pp	0,96	0,01
	pl	0,85	0,03
m. czworoboczny lewy - m. pośladkowy średni lewy	tpp	0,91	0,01
m. czworoboczny prawy - m. prostownik grzbietu lewy	pp	0,82	0,04

m. czworoboczny prawy - m. prostownik grzbietu prawy	pp	0,83	0,04
m. czworoboczny prawy - m. pośladkowy średni lewy	tpp	0,82	0,04
m. najszerszy grzbietu lewy - m. prostownik grzbietu lewy	tl	0,84	0,04
m. najszerszy grzbietu prawy - m. prostownik grzbietu prawy	pl	0,84	0,04
	tl	0,82	0,05
	tpl	0,89	0,01
m. prostownik grzbietu lewy - m. pośladkowy średni lewy	ps	- 0,90	0,02
	tpl	0,88	0,02
m. prostownik grzbietu prawy - m. pośladkowy średni lewy	pp	0,87	0,02
	tp	0,95	0,01
m. prostownik grzbietu prawy - m. pośladkowy średni prawy	ps	- 0,87	0,02
m. pośladkowy średni prawy - m. pośladkowy średni lewy	pp	-0,88	0,01

Analizując dane z tab.1. można zauważyć, że korelacje, które są istotne statystycznie mają charakter bardzo silny ($r > 0,9$) lub dość silny ($0,7 < r < 0,9$) [11]. W czasie chodu z symetrycznie założonym plecakiem można zaobserwować istotną statystycznie korelację pomiędzy aktywnością mięśni czworobocznego lewego i prawego. Co więcej, mięsień czworoboczny nie koreluje istotnie jedynie z mięśniem najszerszym grzbietu. Istotną statystycznie korelację zauważono także przy niesymetrycznym obciążeniu dla pary mięśni prostownik grzbietu - mięsień pośladkowy średni, przy czym, dla par mięśni znajdujących się po tej samej stronie korelacja ta ma wartość ujemną, co oznacza działanie przeciwstawne. Podobne zjawisko zauważono dla mięśni pośladkowego średniego prawego i lewego.

4. DYSKUSJA

Celem powyższej pracy było zbadanie wpływu sposobu przenoszenia bagażu podręcznego na aktywność wybranych mięśni. Ilościowa analiza tego zagadnienia pozwala na dokładną ocenę działania poszczególnych mięśni, co umożliwia wskazanie mięśni bardziej eksploatowanych w czasie różnych form aktywności [2,7,8].

Wielu autorów twierdzi, że niesymetryczne przenoszenie obciążenia powoduje wzrost aktywności mięśni okołokręgosłupowych oraz odwodzicieli stawu biodrowego [4, 7, 8], bądź powoduje zmiany w przyjmowanej przez osobę postawie ciała w taki sposób, aby środek ciężkości znalazł się możliwie jak najbliżej środka ciała [12].

Na podstawie uzyskanych wyników zaobserwowano, że zmiana sposobu przenoszenia obciążenia z symetrycznego na niesymetryczny ma największy wpływ na mięśnie czworoboczne, a najmniejszy na mięsień najszerszy grzbietu (w przypadku mięśni działających na kręgosłup), tak jak to stwierdzono w badaniach Hardiego [4]. Co więcej, dla wszystkich badanych mięśni największą aktywność zauważono dla torby noszonej na jednym ramieniu - ponownie tak, jak to miało miejsce w badaniach Hardiego [4] oraz dla torby noszonej na przedramieniu. Spowodowane może to być faktem, że w tych przypadkach środek ciężkości jest bardziej przesunięty w kierunku bocznym niż w pozostałych wariantach obciążenia.

Bardzo wysoka aktywność mięśni czworobocznych może wynikać z faktu, że odpowiadają one za unoszenie kończyny górnej. Może to więc sugerować, że mięśnie te u osób badanych miały tendencję do unoszenia kończyny górnej, aby przeciwstawić jej

nadmiernemu dociążeniu przez bagaż podręczny. To z kolei mogło powodować boczne wygięcie kręgosłupa, prowadzące do próby przesunięcia środka ciężkości nad punkt podparcia w czasie cyklu chodu, co znalazło potwierdzenie w badaniach Grimmera [3]. Średnia aktywność tych mięśni uzyskiwana podczas niesymetrycznego noszenia plecaka (środek ciężkości zlokalizowany bliżej osi ciała), jest prawie dwukrotnie niższa niż dla chodu z torbą na jednym ramieniu. Dodatkowo, mięsień ten jest bardziej aktywny po tej samej stronie, po której znajduje się obciążenie.

W przypadku mięśni okołokręgosłupowych najmniejszą aktywność zaobserwowano dla mięśnia najszerzego grzbietu, co również znalazło potwierdzenie w badaniach Hardiego [4]. Może to wynikać z funkcji tego mięśnia, gdyż odpowiada on za opuszczanie uniesionego ramienia oraz odwodzenie kończyny, jednak tylko przy ustalonej pozycji kręgosłupa (czyli konieczne jest ograniczenie jego ruchomości).

Mięsień prostownik grzbietu odpowiada za utrzymywanie równowagi tułowia. Dlatego też największą jego aktywność zauważono w czasie noszenia torby na jednym ramieniu [4] oraz torebki na przedramieniu. Wynika to z faktu, że w tych przypadkach środek ciężkości jest najbardziej wysunięty w stronę boczną, a tym samym może powodować większą tendencję do bocznego wychylenia kręgosłupa, tak jak to zauważono w badaniach Grimmera [3].

Mięsień pośladkowy średni jest odwodzicielem stawu biodrowego. Najniższą jego aktywność uzyskiwano w czasie symetrycznego noszenia plecaka, zaś najwyższą w czasie noszenia torby na jednym ramieniu (ok. 1,5 razy większa aktywność niż w czasie symetrycznie noszonego plecaka). Prawdopodobnie spowodowane jest to tym, że w przypadku symetrycznie rozłożonego obciążenia środek ciężkości znajduje się bliżej osi ciała człowieka, a tym samym nie jest wymagana aż tak duża aktywność mięśni, co potwierdziły badania Neumanna [7,8].

Po analizie wyników widać więc, że jeżeli konieczne jest stosowanie niesymetrycznego obciążenia trzeba zadbać o to, żeby środek ciężkości znajdował się jak najbliżej osi ciała człowieka (tak jak w czasie noszenia plecaka na jednym ramieniu).

Badanie tego typu mogą być pomocne w uświadamianiu młodzieży szkolnej o szkodliwości dla zdrowia panujących trendów, gdyż zalecane jest symetryczne noszenie bagażu podręcznego, a nie korzystanie z toreb lub torebek, noszonych na jednym ramieniu.

5. WNIOSKI

Podczas badań określono wpływ sposobu przenoszenia bagażu podręcznego na aktywność mięśnia czworobocznego, mięśnia najszerzego grzbietu, mięśnia prostownika grzbietu oraz mięśnia pośladkowego średniego. Zauważono, że sposób przenoszenia bagażu ma widoczny wpływ na aktywność poszczególnych mięśni. Symetrycznie rozłożone obciążenie wymagało najmniejszej aktywności mięśni. W czasie przenoszenia obciążenia ważne jest, żeby znajdowało się ono jak najbliżej osi ciała, stąd wariantami najbardziej niekorzystnymi okazało się przenoszenie torby na jednym ramieniu oraz torebki na przedramieniu. Dodatkowo, mięsień czworoboczny wykazuje większą aktywność po tej samej stronie, po której znajduje się obciążenie, zaś mięsień najszerzy grzbietu, mięsień prostownik grzbietu oraz mięsień pośladkowy średni, w większości przypadków po stronie przeciwnej niż obciążenie. Podsumowując, niesymetryczne obciążenie może działać niekorzystnie na ciało człowieka, szczególnie wtedy, gdy towarzyszy mu w codziennych sytuacjach, jak podczas noszenia różnych form bagażu podręcznego.

LITERATURA

- [1] Elfving B., Dederling A., Nemeth G.: Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble - electromyography and health-related factors. *Clin. Biomech.*, vol. 18, 2003, p.619-630.
- [2] Grimmer K.A., Williams M.T., Gill T.K.: The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features. *Spine*, vol. 24(21), 1999, p.2262–2267.
- [3] Grimmer K., Dansie B., Milanese S., Pirunsan U., Trott P.: Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculo Disord*, vol. 3, 2002, p.74-84.
- [4] Hardie R., Haskew R., Harris J., Hughens G., The effects of bag style on muscle activity of the trapezius, erector spinae and latissimus dorsi during walking in female University Students. *Journal of Human Kinetics*, vol. 45, 2015, p.39-47.
- [5] Heuscher Z., Gilkey D.P., Peel J.L., Kennedy C.A.: The association of self-reported backpack use and backpack weight with low back pain among college students. *J. Manip Physiol Ther*, vol. 33, 2010, p.432-437.
- [6] Konrad P.: ABC EMG. Praktyczne wprowadzenie do elektromiografii kinezyologicznej. TECHNOMEX Spółka z.o.o., Gliwice, 2007.
- [7] Neumann D. A., Cook T. M.: Effect of load and carrying position on the electromyographic activity of the gluteus medius muscle during walking. *Physical Therapy Journal*, vol. 65(3), 1985.
- [8] Neumann D. A., Cook T. M., Sholty R. L., Sobush D. C.: An electromyographic analysis of hip abductor muscle activity when subjects are carrying loads in one or both hands. *Physical Therapy Journal*, vol. 72(3), 1992.
- [9] Piscione J., Garnet D.: Effect of mechanical compression due to load carrying on shoulder muscle fatigue during sustained isometric arm abduction: an electromyographic study. *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 6, 2006, p. 221-228.
- [10] Skoffler B.: Low back pain in 15- to 16-year-old children in relation to school furniture and carrying of the school bag. *Spine*, vol. 32, 2007, p. 713-717.
- [11] Stanis A.: Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny. tom 1, StatSoft Polska, Kraków, 2006.
- [12] Wu G., MacLeod M.: The control of body orientation and center of mass location under asymmetrical loading. *Gait & Posture*, vol. 13, 2001, p.95-101.
- [13] <http://www.rsscan.com/footscan/> (10.11.2017)
- [14] <http://www.biometricsltd.com/> (10.11.2017)
- [15] Sousa A. S. P.: Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review, [in:] Hiroki T., *Electromyography: new development, procedures and applications*. Nova Science Publishers Inc, 2012.

INFLUENCE OF DIFFERENT WAY OF CARRYING HAND BAGGAGE ON ACTIVITY OF SELECTED SKELETAL MUSCLES

Abstract: The aim on this study was to determine if and how different way of carrying hand baggage influence on selected skeletal muscles. For this purpose, the activity of these muscles was studied during gait with the appropriate load method. During the analysis of the result it was noted that asymmetric hand luggage increased the activity of the examined muscles as well as asymmetry in muscular activity on the right and left side of the body.

Anna M. RYNIIEWICZ¹, Mateusz OTTO, Andrzej RYNIIEWICZ²

¹Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, e-mail: anna@ryniewicz.pl, otto@agh.edu.pl

²Laboratorium Metrologii Współrzędnościowej, Wydział Mechaniczny Politechnika Krakowska, e-mail: andrzej@ryniewicz.pl

ANALIZA FUNKCJONALNA ZESPOLENIA ŚRÓDSZPIKOWEGO W LECZENIU ZŁAMAŃ KOŚCI PISZCZELOWEJ

Streszczenie. Wykorzystując gwoździowanie śródszpikowe w leczeniu złamań kości piszczelowej istotne jest, aby zespolenie skutecznie stabilizowało odłamy kostne. Wpływ na ich stabilność ma system ryglowania i sztywność gwoźdźcia śródszpikowego, który wykonany jest z biozgodnych biomateriałów. Celem pracy jest identyfikacja metodą MES przemieszczeń i naprężeń w obciążonym terapeutycznie systemie zespolenia śródszpikowego ze stopu Ti6Al4V ELI, a na tej podstawie określenie mikroodkształcenia w konstrukcji. Wyniki analizy mają związek z mikroruchami odłamów kostnych pobudzające tkankę kostną do ich osteosyntezy.

Słowa kluczowe: zespolenie śródszpikowe, MES, przemieszczenia, odkształcenie, osteosynteza

1. WSTĘP

Obecnie jedną z najpopularniejszych metod leczenia złamań kości długich jest gwoździowanie śródszpikowe. Rosnące powodzenie metody wynika z możliwej stymulacji zrostu i co za tym idzie, szybkiego powrotu do aktywności fizycznej pacjenta [6], [5], [7]. Inicjacja zrostu następuje poprzez mikroruchy odłamów kostnych w obszarze przelomu złamania. Dlatego też na całym świecie trwają badania nad modernizacją konstrukcji zespolen śródszpikowych. Dąży się do optymalizacji procesu zrostu przy łatwej technice implantacji, która eliminowałaby albo ograniczałaby ryzyko powikłań pooperacyjnych. Aby doszło do pobudzenia osteosyntezy złamania, między innymi biomateriały zastosowane do konstrukcji zespolen śródszpikowych, powinny charakteryzować się odpowiednimi właściwościami mechanicznymi: modułem Younga oraz współczynnikiem Poissona. Odpowiednia kombinacja obu powyższych parametrów, po obciążeniu systemu zespolenia śródszpikowego przy codziennej aktywności pacjenta, powinna powodować w gwoździu śródszpikowym mikroodkształcenie pobudzające mikroruchy zespalanych odłamów kostnych. Ostatecznie prowadząc do prawidłowej osteosyntezy złamania.

Najnowsze badania naukowe nie dostarczają kompletnych danych dotyczących wartości przemieszczeń, mikroodkształceń oraz naprężeń w obciążonym terapeutycznie zespoleniu śródszpikowym kości piszczelowej. Wiadomo, że są one ściśle związane z kształtem gwoźdźcia oraz zastosowanym biomateriałem do jego konstrukcji. Wobec tego zachodzi potrzeba przeprowadzania analiz przemieszczeń, mikroodkształceń oraz naprężeń w zespoleniach

śródszpikowych. Przez pryzmat ich wielkości możliwa będzie ocena wpływu biomateriału systemu zespolenia śródszpikowego na stymulację zrostu. Stąd celem pracy jest identyfikacja metodą MES przemieszczeń i naprężeń w obciążonej terapeutycznie konstrukcji systemu zespolenia śródszpikowego ze stopu Ti6Al4V ELI, będącego jednym z najbardziej popularnych biomateriałów stosowanych na tego typu konstrukcje. Na podstawie wyników analizy przemieszczeń zostanie obliczone mikroodkształcenie gwoźdźcia śródszpikowego.

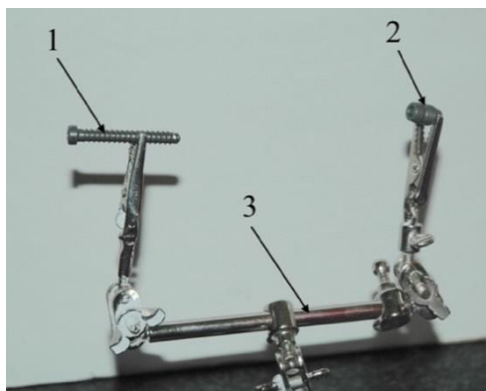
2. MATERIAŁ DO BADAŃ

Materiałem badania jest model zespolenia śródszpikowego ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI, który opracowano na podstawie systemu zespolenia śródszpikowego firmy Stryker® o numerze seryjnym 9/345 1822-0934 CE0123 K03EBC9 (Rys.1).



Rys.1. Skanowanie zespolenia śródszpikowego: 1 – skaner laserowy, 2 – gwoździec śródszpikowy, 3 – otwory statyczne, 4 – otwór dynamiczny, 5 – otwór pilotażowy, 6 – statyw

Średnica zewnętrzna trzonu gwoźdźcia wynosi 9mm, wewnętrzna 5mm, a długość 345mm. Składa się z 5 otworów statycznych, 1 dynamicznego i 1 pilotażowego gwintowanego. W otwory statyczne mocuje się wkręty blokujące z gwintem na całej długości firmy Stryker® 1896-4035, a w otwór pilotażowy wkręca się śrubę zaślepiającą standardową firmy Stryker® 1822-003 (Rys.2). Otwory statyczne w części bliższej wykonane są w odległości kolejno: 17mm i 24mm od górnej powierzchni czołowej gwoźdźcia, natomiast w części dalszej kolejno: 5mm, 15mm i 25mm od dolnej powierzchni czołowej gwoźdźcia. W odróżnieniu do otworu statycznego, w otwór podłużny wprowadza się śrubę z niepełnym gwintem firmy Stryker® 1891-5035. Otwór podłużny położony jest w zakresie od 34mm do 41mm licząc od górnej powierzchni czołowej gwoźdźcia. Wszystkie elementy systemu zespolenia śródszpikowego są wykonane ze stopu Ti6Al4V ELI anodowanego typu 2 zgodnie ze standardem SAE AMS 2488 [11] (Tabela 1).



Rys. 2. Elementy systemu zespolenia śródszpikowego: 1 – śruba do otworu statycznego, 2 – zaślepka, 3 – statyw

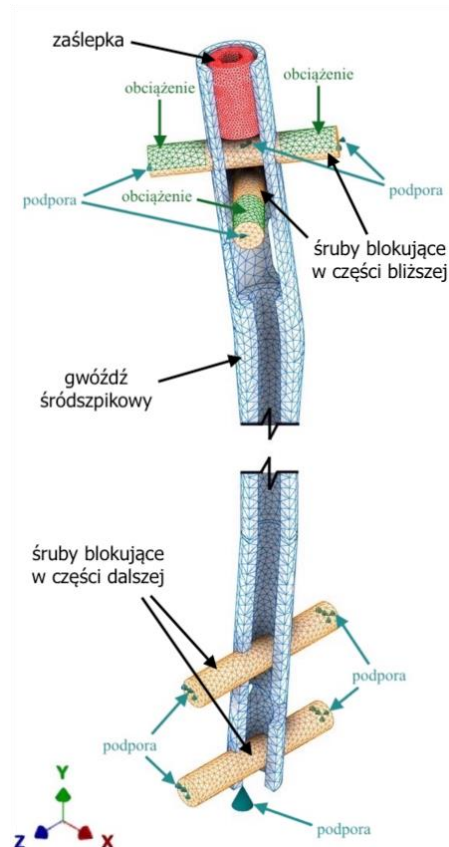
Tabela 1. Wybrane właściwości mechaniczne stopu tytanu Ti6Al4V ELI w stanie wyżarzonym [11]

Parametr	Wartość		
Moduł Younga	100		[GPa]
Współczynnik Poissona	0,31	-	0,37
Granica plastyczności	900		[MPa]
Wytrzymałość na rozciąganie	950		[MPa]

W celu przeprowadzenia badania, opracowano model CAD na podstawie skanu zespolenia śródszpikowego (Rys.1). Dzięki uprzejmości Laboratorium Metrologii Współrzędnościowej, Wydziału Mechanicznego Politechniki Krakowskiej, zebrano wyniki pomiarowe, które zostały zarejestrowane przy pomocy ręcznego skanera laserowego RA - 7320 SI Romer® z przestrzenną dokładnością skanowania 0,042 mm. Na tej podstawie opracowano model CAD omawianego zespolenia śródszpikowego przy użyciu oprogramowania Autodesk® Inventor Professional 2017.

3. METODA BADANIA

W artykule została wykorzystana metoda elementów skończonych (MES) w celu wyznaczenia mapy przemieszczeń oraz naprężeń H-M-H w obciążonym terapeutycznie w systemie zespolenia śródszpikowego. Przyjęte w analizie warunki brzegowe w modelu wynikają z modelu Beragmana i dotyczą one sposobu ryglowania gwoźdźcia oraz obciążenia (Rys. 3). W analizie zastosowano ryglowanie statyczne zespolenia polegające na mocowaniu wkrętów w części dalszej i bliższej gwoźdźcia. Obciążenie pochodzi od człowieka o masie 70kg w trakcie spaceru po płaskiej powierzchni. Wywierane jest ono na kolano w najbardziej obciążającej dla układu szkieletowo-mięśniowego fazie chodu, którego mnożnik masy ciała wynosi 2,8 [1], [9].



Rys. 3. Warunki brzegowe analizy numerycznej

Zgodnie z rzeczywistym modelem obciążenia, zostało ono przyłożone na górnych powierzchniach wkrętów w części bliższej gwoźdźca w kierunku wertykalnym $0y$ zgodnie z przyjętym układem współrzędnych. Odebrano w nich stopnie swobody: rotacyjne oraz translacyjne wzdłuż osi wkrętów odpowiadając rzeczywistym warunkom brzegowym zamocowania wkrętów w odłamie kości piszczelowej. Umożliwia to ruch wertykalny względem trzonu zespolenia śródszpikowego. Pełnią one rolę utwierdzeń przesuwnych (teleskopowych).

We wkrętach w części dalszej gwoźdźca zostały zablokowane: ruch rotacyjny wzdłuż osi wkrętów i translacyjnych wzdłuż osi wkrętów oraz trzonu gwoźdźca śródszpikowego. Stanowią one wyłącznie rolę utwierdzeń nieprzesuwnych. W gwoździu został zablokowany ruch translacyjny wzdłuż jego trzonu. Kontakt powierzchni wkręt-otwór gwoźdźca śródszpikowego, został zamodelowany jako *separacja/bez przesuwu* natomiast połączenie gwintowe modelu bryłowego śruby zaślepiającej i gwoźdźca, zostało zastąpione kontaktem powierzchni typu *spojony*. Zespolenie zostało wirtualnie ryglowane w sposób statyczny, blokując ruchy rotacyjne i translacyjne względem kanału szpikowego kości piszczelowej. Ilość i położenie wkrętów blokujących wynika z praktyki chirurgicznej.

Model zespolenia śródszpikowego przez przystąpieniem do dyskretyzacji został wcześniej odpowiednio przygotowany. Usunięto zbędne elementy (fazy, rowki, gwinty itd.), których brak z punktu widzenia przedmiotu analizy nie wpłynie na poprawność finalnego wyniku, a ich obecność mogłaby go zaburzyć. Elementy systemu zespolenia śródszpikowego charakteryzują się geometrią o obłych kształtach. W związku z powyższym, podczas dyskretyzacji dokonano podziału badanych obszarów na czworościenne elementy skończone, które najlepiej odwzorowują obłe kształty. Ustalono globalny rozmiar siatki elementów o wielkości krawędzi 2mm. Dodatkowo dokonano zagęszczeń siatki: w modelach bryłowych wkrętów – 1mm, w modelu bryłowym śruby zaślepiającej – 0,5mm, w obszarach w pobliżu krawędzi – 0,5mm. Dyskretyzację przeprowadzono z dokładnością 10^{-5} mm. Liczba elementów skończonych wyniosła 144915, a węzłów 222360. Do analizy wykorzystano parametry

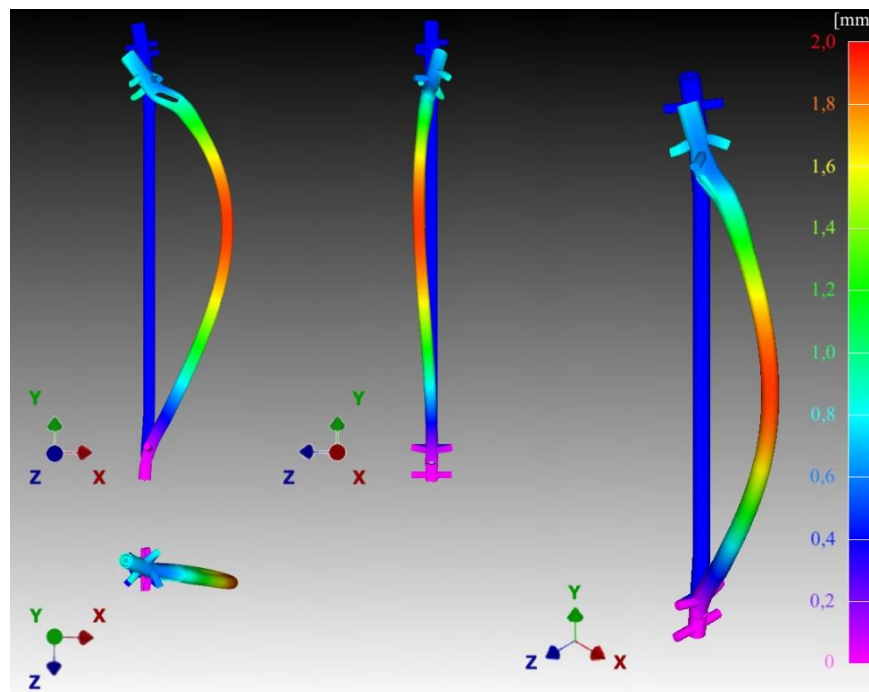
mechaniczne stopu tytanu z tabeli 1. Do analizy numerycznej posłużył program Autodesk® Nastran 2017, stanowiący moduł Autodesk® Inventor Professional 2017. Prezentacje wyników wykonano w programie Siemens® FeMap.

4. WYNIKI ANALIZY

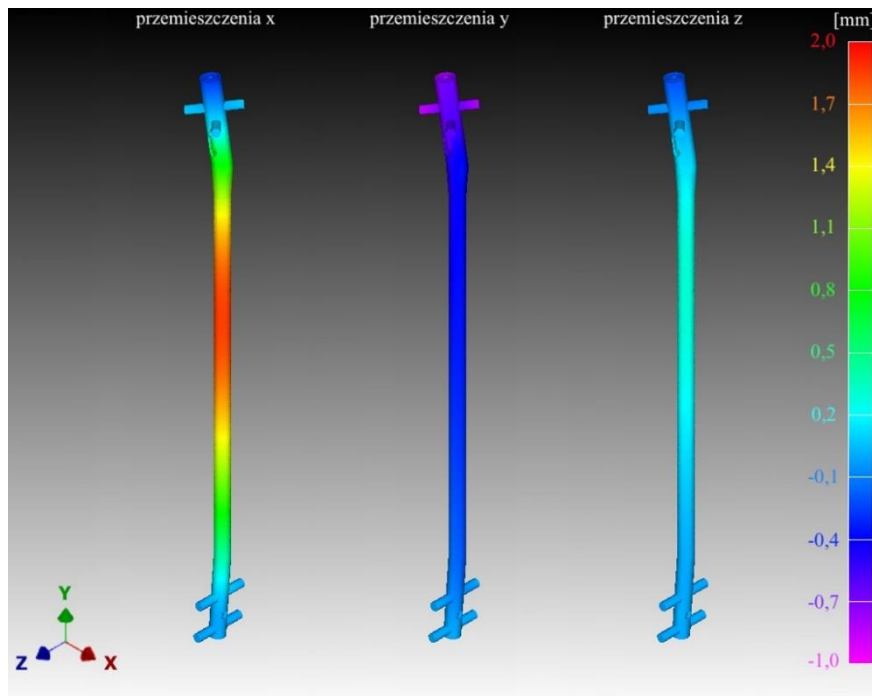
Wyniki analizy dotyczą przemieszczeń x , y i z (względem przyjętego układu współrzędnych), przemieszczeń wypadkowych i naprężeń z hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (H-M-H) (Rys.4-6) W pracy przyjęto różne sposoby prezentacji wyników przemieszczeń ze względu na ich zwroty:

- dla przemieszczeń wypadkowych (Rys.4), kolorem czerwonym oznaczono obszary o największej wartości przemieszczeń,
- dla przemieszczeń x oraz z (Rys.5), kolorem czerwonym oznaczono obszary o największej wartości przemieszczeń i mają one wartości dodatnie,
- dla przemieszczeń y (Rys.5), kolorem fioletowym oznaczono obszary o największej wartości przemieszczeń i mają one wartości ujemne.

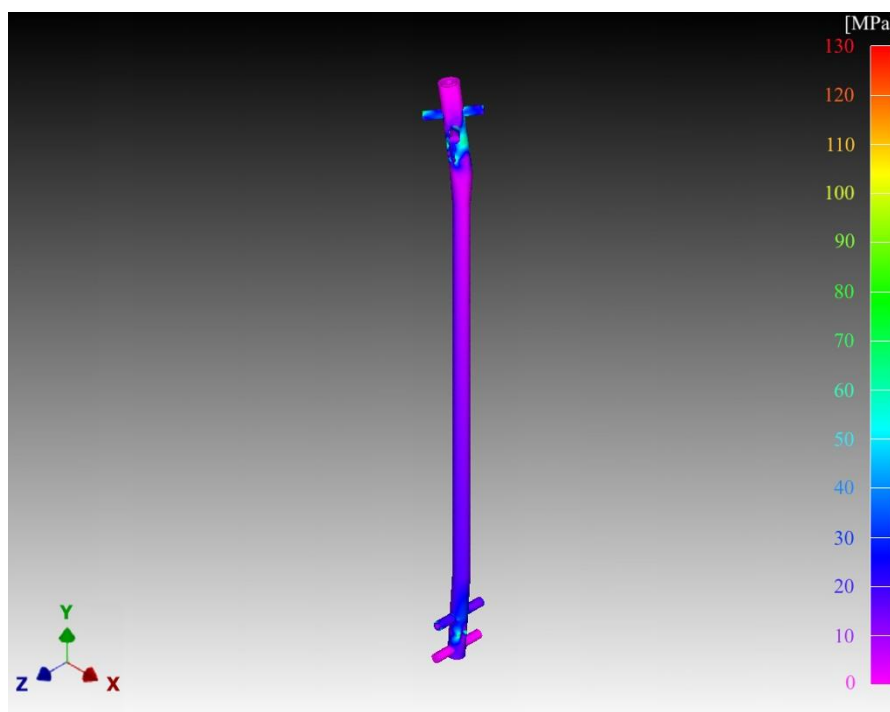
Dla naprężeń H-M-H (Rys.6) kolorem czerwonym zaznaczono obszary o największej koncentracji naprężeń. Mapy przemieszczeń wertykalnych, horyzontalnych oraz naprężeń H-M-H zostały przedstawione w rzutach aksonometrycznych. Mapa przemieszczeń wypadkowych została przedstawiona w rzutach aksonometrycznych i prostokątnych.



Rys. 4. Mapy przemieszczeń wypadkowych w zespoleniu śródszpikowym ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI



Rys. 5. Mapy przemieszczeń w osiach x, y i z w zespoleniu śródszpikowym ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI



Rys. 6. Naprężenia H-M-H w zespoleniu śródszpikowym ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI

Zbiorne wyniki analizy numerycznej zostały przedstawione w Tabeli 2. Aby możliwe było dodatkowe porównanie wyników symulacji numerycznej w niniejszej pracy z wynikami badań innych autorów, obliczono mikroodkształcenie badanego gwoźdźcia śródszpikowego jako iloraz przemieszczeń w gwoźdźciu śródszpikowym w kierunku wertykalnym $0y$ z jego długością. Mikroodkształcenie badanego gwoźdźcia śródszpikowego wyniosło $28\mu\epsilon$.

Tabela 2. Wyniki symulacji

Wynik/ Zakres	Przemieszczenia [mm]				Naprężenia H-M-H [MPa]
	x	y	z	całkowite	
min	-0,26	-0,86	-0,21	1,90	130
max	1,85		0,31		

5. Dyskusja i wnioski

Z przeprowadzonych badań wynika, że przemieszczenia względem wyznaczonych osi układu współrzędnych są dominujące dla x (max 1,85mm). Taki charakter wybożenia gwoździa śródszpikowego jest spodziewany i typowy. Wynika on z kształtu konstrukcji, lokalizacji przyłożonego obciążenia oraz położenia wkrętów mocujących. Również z tego powodu przemieszczenia z (max 0,31mm) są relatywnie niewielkie. Przemieszczenia x (max 1,85mm) mogą wpłynąć zarówno negatywnie jak i pozytywnie na tworzący się zrost. Dzieje się tak ponieważ mikroruchy odłamów kostnych niewątpliwie pobudzają osteosyntezę, ale jednocześnie istnieje zagrożenie jej zaburzenia poprzez ścinanie nowo tworzącego się zrostu [8]. Może mieć to jeszcze większe znaczenie przy złamaniach wieloodłamowych, w których liczebność potencjalnych płaszczyzn ścinania jest większa niż dla innych typów złamań [2], [10]. Najlepszymi stymulatorami zrostu są przemieszczenia y (-0,86mm), powodujące ściskanie odłamów kostnych. Potwierdzenie tego można znaleźć w oparciu o badania Rozbucha i Fragomen'a, którzy stymulowali zrost kostny poprzez zdalne sterowanie wydłużeniem i skróceniem zespolenia śródszpikowego [3]. Symetryczna amplituda przemieszczeń wzdłużnych o wartości 0,66mm, podawana cztery razy dziennie, skutkowała szybszym zrostem kostnym i wydłużeniem kości o 96% w obszarze przełomu. Przez pryzmat powyższych badań oraz przeprowadzonych w niniejszym artykule symulacji wynika, że amplituda przemieszczeń wzdłużnych, która wyniosła 0,86mm powinna tak samo, jeśli nie skuteczniej, stymulować zrost kostny. Przemieszczenia w trzonie gwoździa śródszpikowego osiąga amplitudę ok. 0,3-0,5mm, co może okazać się niewystarczające do skutecznej osteosyntezy zespalanych odłamów kostnych. Z drugiej strony badania innych autorów, m.in. Goodship'a i Rubin'a, wskazują, że mikroodkształcenia już od $25\mu\epsilon$ mogą powodować 52% wzrost składników mineralnych kości, ale wyłącznie przy wysokich częstotliwości (30Hz) [4]. Biorąc pod uwagę wynik mikroodkształcenia ($28\mu\epsilon$) zespolenia ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI, konstrukcja powinna wpłynąć pozytywnie na tworzący się zrost.

Wyniki naprężeń H-M-H wskazują, największe naprężenia o wartości 130MPa w wkrętach blokujących bliższych są związane z miejscem przyłożenia obciążenia. Mają one charakter punktowy, a zdecydowana większość naprężeń osiąga wartość ok. 70MPa. Także okolice otworów w części bliższej i dalszej obfitują w rozległą mapę naprężeń o wartościach ok. 70MPa. Spowodowane jest to ich spiętrzeniem się na ostrych krawędziach otworów i zmianą pola przekroju poprzecznego gwoździa. Większość naprężeń w konstrukcji oscyluje w granicach 10-20MPa.

Na bazie otrzymanych wyników można wysunąć wniosek, że wpływ na wartości przemieszczeń i odkształcenia w konstrukcji zespolenia śródszpikowego ma wartość modułu Younga oraz współczynnika Poissona zastosowanego biomateriału. Przeprowadzone analizy pokazują, że kombinacja powyższych parametrów stopu tytanu Ti6Al4V ELI (moduł Younga 100GPa, współczynnik Poissona 0,31-0,37), z którego wykonane jest zespolenie śródszpikowe, może przyczynić się do stymulacji zrostu kostnego przyspieszając regenerację tkanki kostnej. Analiza naprężeń H-M-H pozwala wyciągnąć wniosek, że pod obciążeniem masą ciała pacjenta podczas chodu system zespolenia śródszpikowego, który wykonany jest ze

stopu tytanu Ti6Al4V ELI (granica plastyczności 900MPa) pracuje w zakresie odkształcenia sprężystego nie powodując stałej deformacji gwoździa.

LITERATURA

- [1] D’Lima D. D., Fregly B. J., Patil S, Steklov N, Colwell C. W. Jr.: Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, vol. 226, issue 2, 2012, p. 95-102.
- [2] Egol K. A., Koval K. J., Zuckerman J. D.: *Kompendium leczenia złamań. Tom I i II. Konsultacja nauk.* Snela S., Cieliński Ł., przekład zbiorowy, Warszawa, MediPage, 2012.
- [3] Fragomen A. T., Rozbruch S. R.: Lengthening of the Femur with a Remote-Controlled Magnetic Intramedullary Nail: Retrograde Technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 6, issue 2, 2016, p. 1-15.
- [4] Goodship A., Lawes T., Rubin C.: Low-magnitude high-frequency mechanical signals accelerate and augment endochondral bone repair: preliminary evidence of efficacy. *J Orthop Res.*, vol. 27, issue 7, 2009, p. 922-930.
- [5] Knothe T. M. L., Adamson J. R., Tami A. E., Bauer T. W.: The osteocyte. *The international Journal of Biochemistry & Cell Biology*, vol. 35, 2004, p. 1-8.
- [6] Lekszycki T.: *Wybrane zagadnienia modelowania w biomechanice kości.* Warszawa, Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN, 2007.
- [7] Madadi F-z., Eajazi A., Madadi F-h., Besheli L. D., Sadeghian R. et al.: Adult tibial shaft fractures – different patterns, various treatments and complications, *Med Sci Monit*, vol. 17, no. 11, 2011, p. 640-645.
- [8] Marciniak J., Chrzanowski W., Kajzer A.: *Gwoździowanie śródszpikowe w osteosyntezie.* Gliwice, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, 2008.
- [9] Morlock M., Schneider E., Bluhm A., Vollmer M., Bergmann G. et al.: Duration and frequency of everyday activities in total hip patients. *Journal of Biomechanics* 34, 2001.
- [10] Stannard J. P., Schmidt A. H., Kregor P. J.: *Leczenie operacyjne obrażeń narządu ruchu. Tom IV. tłum. Bojko A., Warszawa, MediPage, 2010.*
- [11] <http://www.stainless.eu/assets/files/produits/en/stainless-bars-TA6V-ELI.pdf> (odwiedzona 6.06.16).

FUNCTIONAL ANALYSIS OF INTRAMEDULLARY NAIL IN TREATMENT OF TIBIA FRACTURE

Abstract. In intramedullary nailing for tibia fracture treatment, important is effectively stabilizes bone fragments. Their stability depends on the locking system and the stiffness of the intramedullary nail, which is made of biocompatible biomaterials. The purpose of the paper is to identify, based on FEM, displacements and stresses in therapeutically loaded intramedullary nail, made of Ti6Al4V ELI, and on this basis, the determination of microstrain in the construction. The results of the analysis are related to micromovements of bone fragments stimulating bone tissue to their osteosynthesis.

Anna M. RYNIEWICZ¹, Mateusz OTTO

¹Katedra Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, e-mail: anna@ryniewicz.pl, otto@agh.edu.pl

WPLYW BIOMATERIAŁU ZESPOLENIA ŚRÓDSZPIKOWEGO NA EFEKTYWNOŚĆ ZAOPATRZENIA ZŁAMANIA KOŚCI PISZCZELOWEJ

Streszczenie. Celem pracy jest analiza porównawcza przemieszczeń stymulujących wzrost kostny w obciążonym systemie zespolenia śródszpikowego, w zależności od biomateriału zastosowanego do jego konstrukcji. Na model numeryczny systemu zespolenia śródszpikowego nałożono utwierdzenia odpowiadające procedurze ryglowania statycznego i obciążenia wynikające z modelu Bergmana, uwzględniające masę pacjenta. Zastosowana metoda MES pozwoliła wskazać, że stopy tytanu Ti6Al4V ELI i Ti6Al7Nb (TAN) w porównaniu do stali 316 LVM charakteryzują się o około dwukrotnie większymi wartościami przemieszczeń stymulujących.

Słowa kluczowe: zespolenie śródszpikowe, biomateriały, analiza numeryczna, przemieszczenia

1. WSTĘP

W ciągu życia człowieka kość piszczelowa, jak również cały szkielet, podlega zmianom kształtu oraz mikrostruktury. Mechanizmami odpowiedzialnymi za to zjawisko są: synteza tkanki kostnej i jej resorpcja. Regulacja obu zjawisk zależy przede wszystkim od kompresji w zakresie odkształcenia sprężystego materiału kostnego, a zatem od komórek tkanki kostnej [6], [8]. Osteoblasty i osteoklasty są odpowiedzialne za sterowanie intensyfikacją wzrostu, stąd podczas obciążania kości piszczelowej proces jej formowania przebiega szybciej, aniżeli w przypadku braku oddziaływań obciążenia na odłamy kostne [6]. Wobec powyższego procesu, zespolenia śródszpikowe zalecane są nawet w przypadkach stabilnych złamań kwalifikowanych do leczenia nieoperacyjnego [4], [9], [13]. Dlatego istotne jest, aby zastosowany biomateriał zespolenia śródszpikowego spełniał wymagania w zakresie odpowiedniego odkształcenia sprężystego. Dzięki stymulacji wzrostu, czyli przemieszczeniom w gwoździu śródszpikowym, następuje przyspieszenie leczenia złamania i co za tym idzie, szybszego powrotu do aktywności fizycznej lub zawodowej pacjenta.

Aktualne doniesienia naukowe nie dostarczają kompleksowych informacji dotyczących analiz przemieszczeń w zespoleniach śródszpikowych stosowanych w leczeniu złamań kości piszczelowej [7], [8], [10], [12]. W związku z rosnącą i cieszącą się popularnością metodą gwoździowania śródszpikowego, zachodzi potrzeba wykonywania badań z zakresu analizy przemieszczeń i odkształceń w obciążonych zespoleniach śródszpikowych. Wpływ na stymulację wzrostu kości piszczelowej ma biomateriał wykorzystany do jego konstrukcji oraz system ryglowania gwoźdźca śródszpikowego w kanale. Nie mniej jednak z praktyki

chirurgicznej wynika, że w przypadku złamań kości piszczelowej innych niż poprzeczne albo skośne o niewielkim kącie, dynamizacja systemu zespolenia śródszpikowego jest ryzykowna. W porównaniu do ryglowania statycznego, taki system zapewnia najlepsze warunki zrostu, ale jednocześnie ogranicza kontrolę nad ruchem rotacyjnym zespalanych odłamów kostnych. Może to prowadzić do zaburzenia osteosyntezy i w konsekwencji do zwichrowania osi biomechanicznej kończyny, co jest mało prawdopodobne przy statycznym ryglowaniu gwoźdźcia śródszpikowego w kanale kości piszczelowej. Biorąc pod uwagę rozległą klasyfikację złamań kości piszczelowej według Orthopaedic Trauma Association (OTA) dla których nie zaleca się dynamizacji systemów zespolenia śródszpikowego, istnieje potrzeba badań i poszukiwań biomateriału zapewniającego jak najlepszą jakość leczenia złamań kości piszczelowej przy zastosowaniu ryglowania statycznego. Celem pracy jest przeprowadzenie analizy porównawczej przemieszczeń stymulujących zrost kostny w obciążonym terapeutycznie zespoleniu śródszpikowym, w zależności od biomateriału zastosowanego do jego konstrukcji.

2. MATERIAŁ I METODY

1.1. Materiał badania

Materiałem badań są zespolenia wykonane z następujących biomateriałów: stal 316LVM, stopy tytanu Ti6Al4V ELI, Ti6Al7Nb (TAN) oraz Ti13Zr13b. Konstrukcje zespolen wykonano w oparciu o zespolenie śródszpikowe firmy Stryker® o numerze seryjnym 9/345 1822-0934 CE0123 K03EBC9 (Rys.1). Średnica zewnętrzna trzony gwoźdźcia wynosi 9 mm, wewnętrzna 5 mm, a długość 345 mm. Charakteryzuje się on 5 otworami statycznymi, 1 dynamicznym i 1 pilotażowym gwintowanym. Do otworów statycznych przeznaczone są wkrety blokujące z gwintem na całej długości firmy Stryker® 1896-4035, a do otworu pilotażowego śruba zaślepiająca standardowa firmy Stryker® 1822-003. Do otworu dynamicznego przynależy wkręt z niepełnym gwintem firmy Stryker® 1891-5035. Zarówno zespolenie śródszpikowe jak i powyższe elementy są wykonane z stopu Ti6Al4V ELI anodowanego typu 2 zgodnie ze standardem SAE AMS 2488. Model numeryczny zespolenia śródszpikowego wykonano poprzez skaning laserowy gwoźdźcia, wkrętów blokujących i śruby zaślepiającej.



Rys. 1. Badany gwoździec śródszpikowy: 1 – otwory statyczne, 2 – otwór dynamiczny, 3 – otwór pilotażowy, 4 – statyw, 5 – zastosowany układ współrzędnych

Na podstawie doświadczenia producentów m.in. Medgal®, Stryker® i DePuy Synthes®, wytwarzających zespolenia śródszpikowe, piśmiennictwa oraz badań naukowych, najczęściej stosowanymi biomateriałami są: stal nierdzewna austenityczna 316LVM, oraz stopy na osnowie tytanu, dwufazowe ($\alpha + \beta$) – Ti6Al4V ELI i Ti6Al7Nb (TAN) [1], [3], [14], [11], [16]

Tabela 1. Wybrane właściwości mechaniczne analizowanych biomateriałów [1], [3], [14], [11], [16]

Parametr	Wartość
Stal nierdzewna austenityczna 316LVM w stanie po obróbce plastycznej na zimno	
Moduł Younga	200 [GPa]
Współczynnik Poissona	0,27 - 0,28
Granica plastyczności	800 [MPa]
Wytrzymałość na rozciąganie	1100 [MPa]
Stop tytanu Ti6Al4V ELI w stanie wyżarzonym	
Moduł Younga	100 [GPa]
Współczynnik Poissona	0,31 - 0,37
Granica plastyczności	900 [MPa]
Wytrzymałość na rozciąganie	950 [MPa]
Stop tytanu Ti6Al7Nb (TAN) w stanie wyżarzonym	
Moduł Younga	110 [GPa]
Współczynnik Poissona	0,35 - 0,37
Granica plastyczności	900 [MPa]
Wytrzymałość na rozciąganie	1000 [MPa]
Stop tytanu Ti13Nb13Zr w stanie umocnionym roztworowo i starzonym	
Moduł Younga	76,2 - 81,6 [GPa]
Współczynnik Poissona	0,33 - 0,35
Granica plastyczności	785 - 914 [MPa]
Wytrzymałość na rozciąganie	908 - 1040 [MPa]

Alternatywą dla powyższych, może zostać stop na osnowie tytanu, dwufazowy ($\alpha + \beta$) Ti3Zr13Nb, nad którym obecnie na świecie trwają prace mające na celu jego wytworzenie w warunkach przemysłowych. Do analiz przyjęto dolne wartości właściwości mechanicznych.

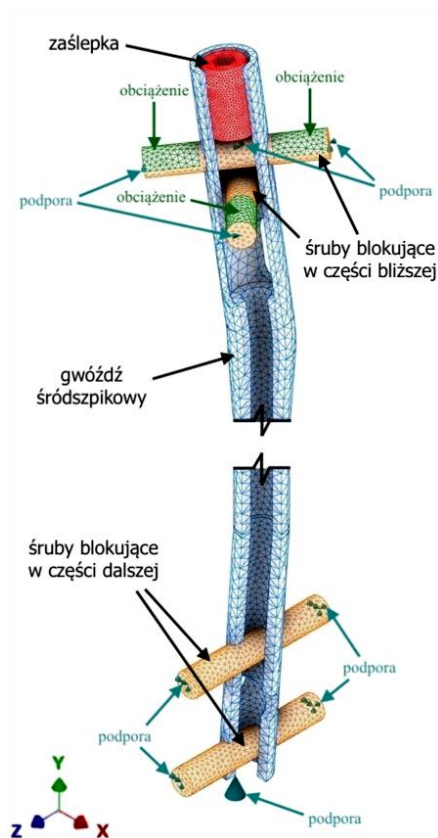
2.1. Metoda badania

W celu zamodelowania badanego systemu zespolenia śródszpikowego w porozumieniu i przy współpracy z Laboratorium Metrologii Współrzędnościowej, Wydziału Mechanicznego Politechniki Krakowskiej, sporządzono skan analizowanej konstrukcji. Wyniki pomiarowe zostały zarejestrowane przy pomocy ręcznego skanera laserowego RA - 7320 SI Romer® z przestrzenną dokładnością skanowania 0,042 mm. Na podstawie otrzymanej chmury punktów został opracowany model CAD omawianego systemu zespolenia śródszpikowego przy użyciu oprogramowania Autodesk® Inventor Professional 2017.

2.2. Metoda elementów skończonych

W celu wyznaczenia map przemieszczeń w zespoleniach wykonanych z czterech analizowanych biomateriałów wykorzystano metodę elementów skończonych (MES).

W analizie zastosowano ryglowanie statyczne zespołów. Procedura ryglowania polega na wprowadzeniu wkrętów blokujących w otworach statycznych części bliższej i dalszej gwoźdza (Rys.1). Na model nałożono obciążenia i utwierdzenia wynikające z modelu Bergmana – uwzględniające sposób ryglowania oraz masy pacjenta. Analiza numeryczna MES została przeprowadzona dla obciążenia pochodzącego od człowieka o masie 70 kg. Obciążenie to wywierane jest na kolano w trakcie spaceru po płaskim terenie w najbardziej obciążającej dla układu szkieletowo-mięśniowej fazie chodu, którego mnożnik masy ciała wynosi 2,8. (Rys.2) [2], [11].



Rys. 2. Warunki brzegowe analizy numerycznej

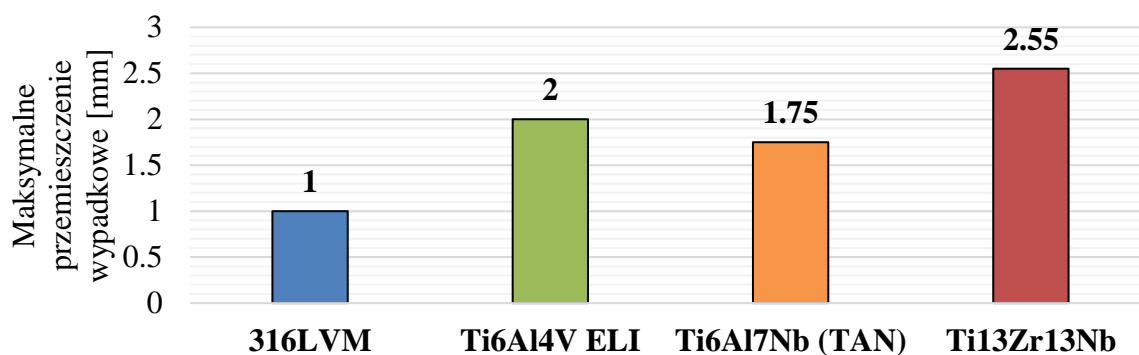
Obciążenie poprzez staw kolany i kość nasady bliższej piszczeli przenoszone są na śruby kotwiczące gwoździe w części proksymalnej. Przyłożono je na górnych powierzchniach wkrętów w części bliższej gwoźdza śródszpikowego, w kierunku wertykalnym Oy zgodnie z przyjętym układem współrzędnych. Odebrano w nich stopnie swobody, rotacyjne oraz translacyjne wzdłuż osi wkrętów. We wkrętach w części dalszej gwoźdza śródszpikowego zostały zablokowane: ruch rotacyjny wzdłuż osi wkrętów i translacyjny wzdłuż osi wkrętów oraz trzonu gwoźdza śródszpikowego. W gwoźdzu został zablokowany ruch translacyjny wzdłuż jego trzonu. Kontakt powierzchni wkręt-otwór gwoźdza śródszpikowego, został zamodelowany jako *separacja/bez przesuwu* natomiast połączenie gwintowe modelu bryłowego śruby zaślepiającej z gwoździem, zostało zastąpione kontaktem powierzchni typu *spojony*.

Model geometryczny konstrukcji zespołenia przed przystąpieniem do dyskretyzacji został odpowiednio przygotowany. Usunięto zbędne elementy (fazy, rowki itd.), których brak z punktu widzenia przedmiotu analizy nie wpłynie na poprawność finalnego wyniku, a ich obecność mogłaby go zaburzyć. Elementy systemu zespołenia śródszpikowego charakteryzują się geometrią o obłych kształtach. W związku z powyższym, podczas dyskretyzacji dokonano podziału badanych obszarów na czworościenne elementy skończone, które najlepiej odwzorowują te kształty. Ustalono globalny rozmiar siatki elementów o wielkości krawędzi 2

mm. Dodatkowo dokonano zagęszczeń siatki: w modelach bryłowych wkrętów – 1 mm, w modelu bryłowym śruby zaślepiającej – 0,5 mm, w obszarach w pobliżu krawędzi śródszpikowego – 0,5 mm. Dyskretyzację przeprowadzono z dokładnością 10^{-5} mm. W badanych czterech modelach zespołów wprowadzono parametry wytrzymałościowe biomateriałów, z których wykonane były te konstrukcje. Liczba elementów skończonych wyniosła 144915, a węzłów 222360. W badanych czterech modelach zespołów wprowadzono parametry wytrzymałościowe biomateriałów, z których wykonane były konstrukcje (Tabela 1). Do analizy numerycznej posłużył program Autodesk® Nastran 2017, stanowiący moduł Autodesk® Inventor Professional 2017. Prezentację wyników wykonano w programie Siemens® FeMap. Obliczenia zostały zrealizowane na sprzęcie wyposażonym w procesor Intel® Core™ i7-6700HQ (w zależności od rodziny procesora wyniki analizy mogą się różnić).

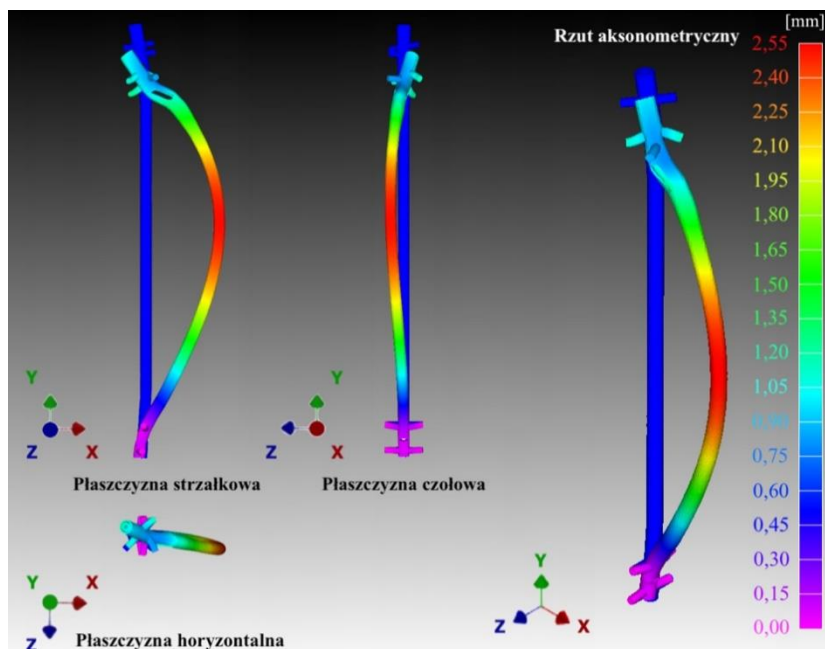
3. WYNIKI ANALIZY

Wyniki analizy obejmują przemieszczenia wypadkowe w konstrukcjach zespołów śródszpikowych, wykonanych z czterech biomateriałów: stal 316LVM, stopów tytanu Ti6Al4V ELI, Ti6Al7Nb (TAN) i Ti13Zr13Nb, wpływające na efektywność tworzenia się zrostu. Ze względu na niezmienną się warunki brzegowe przeprowadzanych analiz, zaprezentowano jedną z nich w postaci graficznej, a wyniki pozostałych przedstawiono w formie wykresu słupkowego (Rys. 3-4).



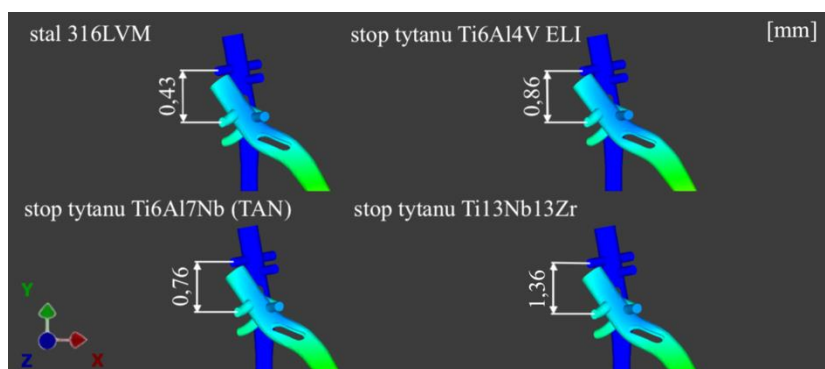
Rys. 3. Przemieszczenia wypadkowe zespołów śródszpikowych wykonanych z różnych biomateriałów

Graficzny wynik symulacji zaprezentowano w postaci map przemieszczeń wypadkowych w rzucie aksonometrycznym oraz w płaszczyznach: strzałkowej, czołowej, horyzontalnej. Kolorem czerwonym oznaczono strefy charakteryzujące się maksymalną wartością przemieszczeń (Rys. 4).



Rys. 4. Przemieszczenia wypadkowe zespołów śródszpikowych wykonanych z różnych biomateriałów

Nie mniej jednak stymulacja wzrostu zależy przede wszystkim od wielkości przemieszczeń wkrętów w części bliższej zespolenia śródszpikowego w kierunku wertykalnym O_y zgodnie z przyjętym układem współrzędnych (Rys.5). Aby możliwe było dodatkowe porównanie wyników symulacji numerycznej z wynikami badań innych autorów, obliczono mikroodkształcenie badanego gwoźdź śródszpikowego jako iloraz przemieszczeń w gwoździu śródszpikowym w kierunku wertykalnym O_y z jego długością. Mikroodkształcenia analizowanych gwoździ śródszpikowych dla badanych biomateriałów wynoszą odpowiednio dla: 316LVM – $14\mu\epsilon$, Ti6Al4V ELI – $28\mu\epsilon$, Ti6Al7Nb (TAN) – $25\mu\epsilon$ i Ti13Zr13Nb – $45\mu\epsilon$.



Rys. 5. Przemieszczenia wkrętów bliższych dla różnych biomateriałów zastosowanych w konstrukcji zespolenia śródszpikowego

4. DYSKUSJA I WNIOSKI

Z przeprowadzonych badań wynika, że największymi przemieszczeniami wypadkowymi charakteryzuje się system zespolenia śródszpikowego ze stopu tytanu Ti13Zr13Nb, którego wartość wynosi 2,55mm. Ponad 2,5 krotnie mniejszymi przemieszczeniami wypadkowymi wykazał system ze stali 316LVM. Dla stopów tytanu Ti6Al4V ELI i Ti6Al7Nb (TAN) przemieszczenia wypadkowe są około 2 krotnie mniejsze w odniesieniu do stali 316LVM. Wyniki powyższych badań pokazują, że zintegrowane z kością wkręty oddziałują na kość

piszczelową oraz obszar złamania. Jak wykazała analiza numeryczna najlepszymi biomateriałami na konstrukcje zespolen śródszpikowych są stopy tytanu, a w nich stop Ti13Zr13Nb, ze względu na odpowiednio wysokie wartości przemieszczeń wypadkowych i co za tym idzie wkrętów bliższych (Rys.4-5). Dzięki optymalnym wartościom przemieszczeń wypadkowych, a w nich wkrętów bliższych, możliwe będzie aktywowanie mikrouchów odłamów kostnych. Jednocześnie wysokie wartości przemieszczeń wypadkowych w zestawianiu z przemieszczeniami wkrętów bliższych (Rys.5) oraz mikroodkształceniem gwoździa śródszpikowego, wskazują na jego znaczne przemieszczenia w kierunkach horyzontalnych. Największe wartości przemieszczeń horyzontalnych obserwuje się w połowie długości trzonu gwoździa śródszpikowego. Są one stymulatorami zrostu, ale równolegle istnieje zagrożenie jego zaburzenia poprzez ścinanie nowo tworzącego się zrostu. Zagrożenie to potęgowane jest przy złamaniach wieloodłamowych ze względu na obecność wielu potencjalnych płaszczyzn ścinania. Na podstawie powyższego mechanizmu niszczenia tworzącego się zrostu, konstrukcja zespolenia ze stali 316LVM, w odróżnieniu do analizowanych w pracy stopów tytanu, wykazuje najmniejsze ryzyko jego uszkodzenia, ze względu na stosunkowo niewielkie wartości przemieszczeń wypadkowych.

Wyniki mikroodkształceń zespolen śródszpikowych na tle badań eksperymentalnych dotyczących wpływu wielkości mikroodkształceń na stymulację zrostu kości, sugerują, że stopy tytanu nadają się najlepiej na konstrukcje zespolen śródszpikowych. Mikroodkształcenie stali 316LVM wynosi $14\mu\epsilon$, natomiast stopów tytanu ponad $25\mu\epsilon$, w tym Ti13Zr13Nb, aż $45\mu\epsilon$. Część badań wskazuje, że najlepszą stymulację uzyskuje się dla mikroodkształceń od $100\mu\epsilon$ do $2000\mu\epsilon$, których wartość zależy od uwarunkowań zdrowotnych pacjenta i rodzaju złamania kości piszczelowej [10]. Z drugiej strony, biorąc pod uwagę badania innych autorów, m.in. Goodship'a i Rubin'a, mikroodkształcenia już od $25\mu\epsilon$ mogą powodować nawet 52% wzrost składników mineralnych kości, ale wyłącznie przy wysokich częstotliwości (30Hz) [5]. Sugeruje to możliwą stymulację zrostu w przypadku zastosowania zespolen wykonanych wyłącznie ze stopów tytanu.

Podsumowując można powiedzieć, że na wartości zarówno przemieszczeń jak i odkształceń w konstrukcjach zespolen śródszpikowych ma wpływ moduł Younga i współczynnik Poissona zastosowanego do ich konstrukcji biomateriału. Na podstawie przeprowadzonych symulacji można wyciągnąć wniosek, że moduł Younga biomateriału zespolenia o wartościach rzędu 70-110 GPa, oraz współczynnik Poissona o wartościach rzędu od 0,31-0,34, może zapewnić ruchomość gwoździa w kanale, niezbędną do przyspieszenia regeneracji tkanek.

Wobec powyższych, kolejnym krokiem badań będzie analiza wytrzymałościowa konstrukcji zespolenia śródszpikowego w zamodelowanej kości piszczelowej sporządzonej na bazie rekonstrukcji obrazów tomograficznych. Na tej podstawie możliwa będzie wierniejsza ocena wpływu wielkości parametrów: odkształcenia, przemieszczeń, naprężeń, na tworzący się zrost.

LITERATURA

- [1] ASM International.: Materials and coatings for medical devices: Cardiovascular. Ohio, Materials Park, 2009.
- [2] D'Lima D. D., Fregly B. J., Patil S, Steklov N, Colwell C. W. Jr.: Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H, vol. 226, issue 2, 2012, p. 95-102.
- [3] Davim J.P.: Biomedical Composites Materials, Manufacturing and Engineering. Portugal, De Gruyter, 2014.
- [4] Egol K. A., Koval K. J., Zuckerman J. D.: Kompendium leczenia złamań. Tom I i II. Konsultacja nauk. Snela S., Cieliński Ł., przekład zbiorowy, Warszawa, MediPage, 2012.

- [5] Goodship A., Lawes T., Rubin C.: Low-magnitude high-frequency mechanical signals accelerate and augment endochondral bone repair: preliminary evidence of efficacy. *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 27, issue 7, 2009, p. 922-930.
- [6] Knothe T. M. L., Adamson J. R., Tami A. E., Bauer T. W.: The osteocyte. *The international Journal of Biochemistry & Cell Biology*, vol. 35, 2004, p. 1-8.
- [7] Lee S. M., Oh Ch. W., Oh J. K., Kim J. K., Oh J. K. et. al.: Biomechanical Analysis of Operative Methods in the Treatment of Extra-Articular Fracture of the Proximal Tibia. *Clinics in Orthopedic Surgery*, vol. 6, no. 3, 2014, p. 312-317.
- [8] Lekszycki T.: *Wybrane zagadnienia modelowania w biomechanice kości*. Warszawa, Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN, 2007.
- [9] Madadi F-z., Eajazi A., Madadi F-h., Besheli L. D., Sadeghian R. et al.: Adult tibial shaft fractures – different patterns, various treatments and complications. *Medical Science Monitor*, vol. 17, no. 11, 2011, p. 640-645.
- [10] Mavčič B., Antolič V.: Optimal mechanical environment of the healing bone fracture/osteotomy. *International Orthopaedics*, vol. 36, issue 4, 2012, p. 689–695.
- [11] Morlock M., Schneider E., Bluhm A., Vollmer M., Bergmann G. et al.: Duration and frequency of everyday activities in total hip patients. *Journal of Biomechanics* 34, 2001.
- [12] Słowiński J. J., Kudłacik K.: Analysis of the Impact of Configuration of the Stabilisation System for Femoral Diaphyseal Fractures on the State of Stresses and Displacements. *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2018, 2018, p. 1-10.
- [13] Stannard J. P., Schmidt A. H., Kregor P. J.: *Leczenie operacyjne obrażeń narządu ruchu*. Tom IV. tłum. Bojko A., Warszawa, MediPage, 2010.
- [14] <http://smt.sandvik.com/en/materials-center/material-datasheets/bar-and-hollow-bar/bar/sandvik-316lvm/> (odwiedzona 6.06.17).
- [15] <http://www.stainless.eu/assets/files/produits/en/stainless-bars-TA6V-ELI.pdf> (odwiedzona 6.06.16).
- [16] <https://www.aircraftmaterials.com/data/titanium/ti-6al-7nb.html#avail> (odwiedzona 11.06.17).

THE INFLUENCE OF INTRAMEDULLARY NAIL AS A BIOMATERIAL ON EFFICIENCY OF SUPPLYING TIBIA FRACTURE

Abstarct. The aim of the paper is the analysis of displacements stimulating bone union in a loaded intramedullary nail depending on biomaterial used for its construction. On the numerical model of the intramedullary nail, restraints were imposed corresponding to the procedure of static locking system and loads resulting from the Bergman model, taking into account the patient's mass. The applied MES method allowed to indicate that titanium alloys Ti6Al4V ELI and Ti6Al7Nb (TAN) in comparison to steel 316 LVM provides about twice higher values of stimulation displacements.

Katarzyna WITA¹, Krzysztof CZAKON¹, Maciej HAJDUGA²

¹Instytut Inżynierii Tekstyliów i Materiałów Polimerowych, ATH, Bielsko-Biała

²Zakład Inżynierii Materiałowej, ATH, Bielsko-Biała

WŁASNOŚCI MECHANICZNE POKRYĆ OPERACYJNYCH STOŁÓW CHIRURGICZNYCH

Streszczenie: W pracy przedstawiono wyniki badań własności wytrzymałościowych tapicerskich pokryć sprzętu medycznego. Przedmiotem zainteresowania badawczego były operacyjne stoły chirurgiczne, zaś celem pracy jakość użytkowa tapicerek, okalających stoły chirurgiczne. Do badań wytypowano trzy różne pokrycia obiciowe. Zakres pracy obejmował wycięcie próbek z tapicerek zdemontowanych ze stołów chirurgicznych oraz przeprowadzenie stosownych badań i analiz. Wnioski formułowano na podstawie wyników z przeprowadzonych pomiarów.

Słowa kluczowe: pokrycia stołów chirurgicznych – skóra tapicerska, badania mechaniczne, tekstylia techniczne, odporność biologiczna

1. WSTĘP

Pokrycia stołów chirurgicznych zaliczane są do grupy materiałów, określanych jako tapicerstwo medyczne. Pod tym pojęciem rozumie się wszelkie tapicerki meblowe znajdujące się w placówkach medycznych, od poczekalni, aż po stoły operacyjne. Asortyment tych wyrobów jest bardzo szeroki i zróżnicowany. Z analizy literatury przedmiotu wynika, iż temat szeroko dyskutowany to dezynfekcja powierzchni pola operacyjnego [1,2]. Obecnie wiadomo, że drobnoustroje chorobotwórcze stanowią zagrożenie we wszystkich placówkach medycznych, niezależnie od skali i profilu świadczonych usług. Liczne publikacje dotyczące tego tematu szeroko opisują aseptykę pacjenta i personelu, a także działania prowadzące do zniszczenia i zahamowania rozwoju drobnoustrojów na sprzęcie medycznym [3,4]. Celem badań jest wyznaczenie wartości użytkowej tapicerek okalających stoły chirurgiczne. Pod pojęciem wartości użytkowej wyrobu rozumie się stopień, w jakim spełnia on określone potrzeby i kryteria ważne, z punktu widzenia jego przeznaczenia. W przypadku tapicerstwa medycznego najistotniejsze cechy to: biostatyczność, niepalność, paro przepuszczalność, antystatyczność, wodoszczelność, a także zawartość metali ciężkich. Istotna jest również odporność na: ścieranie, rozdzielanie, pot ludzki oraz światło UV.

Niektóre, szczególnie istotne cechy użytkowe określonego asortymentu wyrobów stanowią wymagania w świetle norm (międzynarodowych, europejskich, polskich) i są wtedy obligatoryjne. Określone wskaźniki odzwierciedlające poziom danej cechy wyznaczone są metodą znormalizowaną. Według prawa; tapicerskie wyroby medyczne różnego przeznaczenia muszą być zgodne z Rozporządzeniem Ministra Zdrowia z dn. 3 listopada 2014 r. oraz spełniać wymogi Dyrektywy Rady 93/42/EWG z dn. 14 czerwca 1993 r. Ich treść dotyczy

bezpieczeństwa jakie powinny zapewniać wyżej wymienione wyroby pacjentom oraz osobom trzecim [5]. Zgodnie z Polskim Komitetem Normalizacyjnym tapicerstwo medyczne powinno stosować się do normy PN-EN ISO 13485:2002 – „Systemy jakości – wyroby medyczne – szczególne wymagania dotyczące stosowania”, opartej na normie zarządzania jakością ISO 9001 [6]. Powyższe treści informują jedynie o tym, jakie tapicerki mogą zostać wprowadzone na rynek. Obecnie dostępne publikacje, nie dyskutują o podjęciu jakichkolwiek prób wyznaczenia granicznego momentu, kiedy materiał tapicerski nie nadaje się do dalszej eksploatacji - momentu gdzie, zarówno pacjenci jak i personel medyczny mogą być narażeni na bezpośredni kontakt ze szkodliwymi czynnikami biologicznymi (wirusy, bakterie, grzyby) mogącymi znaleźć się w obszarze materiału okalającego stoły chirurgiczne.

2. CEL I ZAKRES BADAŃ

Przedmiotem zainteresowania badawczego były operacyjne stoły chirurgiczne (rys.1). Cel pracy stanowiła ocena wartości użytkowej tapicerek, jako pokryć stołów chirurgicznych. Do badań wytypowano trzy różne materiały pokryciowe.



Rys. 1. Obiekt zainteresowania badawczego – operacyjny stół chirurgiczny

Zakres pracy obejmował wycięcie próbek z tapicerek zdemontowanych ze stołów chirurgicznych oraz przeprowadzenie stosownych badań i analiz:

- spektroskopową analizę składu surowcowego,
- wyznaczanie masy powierzchniowej - PN ISO 3801:1993,
- wyznaczanie odporności płaskich wyrobów na ścieranie metodą Martindale’a - PN-EN ISO 12945-2:2000,
- wyznaczanie przepuszczalności powietrza dla płaskich wyrobów materiałowych - PN-EN ISO 9237:1998,
- badanie odporności wybarwień tekstyliów na działanie potu kwaśnego i alkalicznego - PN-EN ISO 105-E04:2011,
- wyznaczanie wytrzymałości na rozdieranie - PN-EN ISO 13937-2:2002.



3. BADANE MATERIAŁY I METODYKA

3.1. Analiza spektroskopowa składu surowcowego i wyznaczanie masy powierzchniowej

Materiał badawczy stanowiły tapicerki pobrane z wyeksploatowanego sprzętu medycznego. Wycięto odpowiednie próbki z kilku miejsc surowca wg. odpowiednich norm.

Wytypowane do badań materiały poddano analizie spektroskopowej w celu ustalenia składu surowcowego. Materiały będące swego rodzaju „kompozytem” rozwarstwiono, otrzymując dwa osobne komponenty: stronę prawą i stronę lewą tapicerki. Przeprowadzono pomiary widm w zakresie średniej podczerwieni od 4000-400cm⁻¹ z użyciem spektrofotometru Nicolet 6700. Otrzymano wyniki w postaci widm dla prawej i lewej strony. Na ich podstawie ustalono skład poszczególnych materiałów. Wyniki przedstawiono w tabeli 1.

Tab. 1. Zestawienie składu surowcowego badanych układów tapicerskich

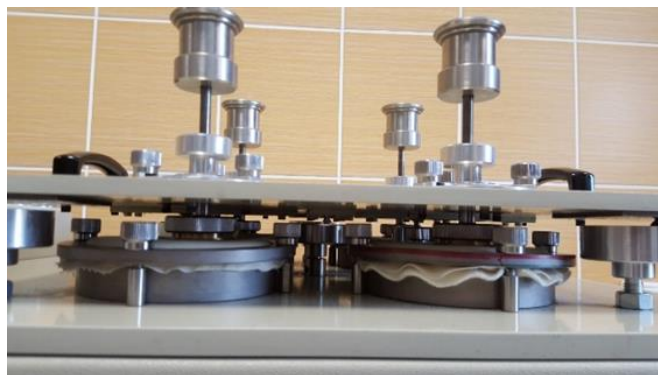
TAPICERKA I	TAPICERKA II	TAPICERKA III
 STRONA PRAWA - POWŁOKA: POLIURETAN	 STRONA PRAWA - POWŁOKA: POLIURETAN	 STRONA PRAWA - POWŁOKA: ŻYWICA ALKIDOWA
STRONA LEWA - NOŚNIK: POLIAMID 6	STRONA LEWA - NOŚNIK: POLIELASTER	STRONA LEWA - NOŚNIK: POLIELASTER
MASA POWIERZCHNIOWA: 6,393 m/g²	MASA POWIERZCHNIOWA: 8,747 m/g²	MASA POWIERZCHNIOWA: 5,236 m/g²

Wyznaczanie masy powierzchniowej badanych materiałów tapicerskich wykonano zgodnie z normą PN ISO 3801:1993 [7]. Dla każdego typu surowca przygotowano po pięć próbek o wymiarach 100x100mm. Próbkę zważono na wadze Radwag PS 750, z dokładnością do 0,001g.

3.2. Wyznaczanie odporności płaskich wyrobów na ścieranie metodą Martindale'a

Badanie odporności płaskich wyrobów na ścieranie wykonano metodą Martindale'a zgodnie z normą PN-EN ISO 12947-1:2000 [8]. Łącznie przygotowano dwanaście próbek w kształcie koła o średnicy Ø 38 mm. Podczas badania zamocowana w uchwycie próbka, poddawana jest ścieraniu do określonej liczby suwów. Liczba ta uzależniona jest od rodzaju wyrobu. Badane w pracy materiały tapicerskie stanowią grupę tekstyliów technicznych, dla których szacunkowy przedział kontrolny wynosi do 100 tysięcy cykli. Po przekroczeniu tej liczby materiał uznaje się za wysoko odporny na ścieranie.

Przedział kontrolny stanowiący liczbę suwów ścierania wykonano w sposób ciągły. Medium ścierającym było sukno wełniane o średnicy Ø 140 mm. Okrągłą próbkę umieszczono pod obciążeniem 795±7 g odpowiadającą ciśnieniu nominalnemu 12 kPa podczas ścierania (rys.3).

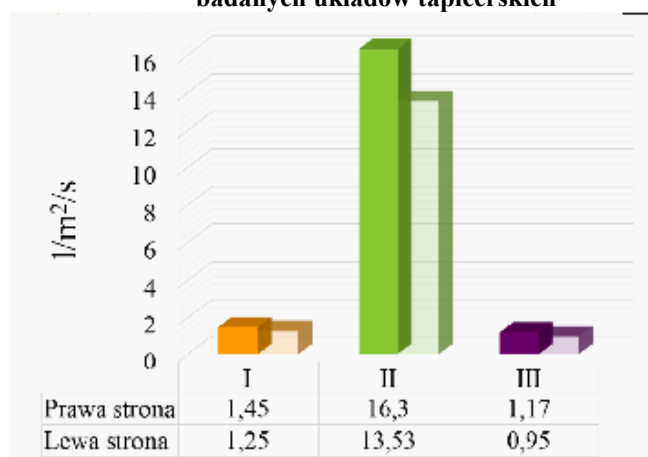


Rys. 3. Przyrząd Martindale'a

3.3. Wyznaczanie przepuszczalności powietrza wyrobów płaskich

Przepuszczalność powietrza wyznaczono aparaturą pomiarową FX 3300 Air Permeability Tester III zgodną z normą PN-EN ISO 9237:1998 [9]. Przygotowano piętnaście próbek w kształcie kwadratu o boku 100 mm. Przed badaniem próbki aklimatyzowano przez 48 h w warunkach temperatury pokojowej i ciśnieniu 1013 hPa. Mierzono ilość powietrza przechodzącego prostopadle przez powierzchnię wyrobu. Pomiar prowadzono w zacisku o polu 20 cm². Dla każdej próbki wykonano cztery pomiary w różnych miejscach. Dwa po stronie prawej i dwa po stronie lewej, celem sprawdzenia jednorodności materiałów. Uśrednione wyniki podano w l/m²/s w tabeli 2.

Tab. 2. Wyniki badania przepuszczalności powietrza dla prawej i lewej strony badanych układów tapicerskich



3.4. Badanie odporności wybarwień tekstyliów na działanie potu kwaśnego i alkalicznego

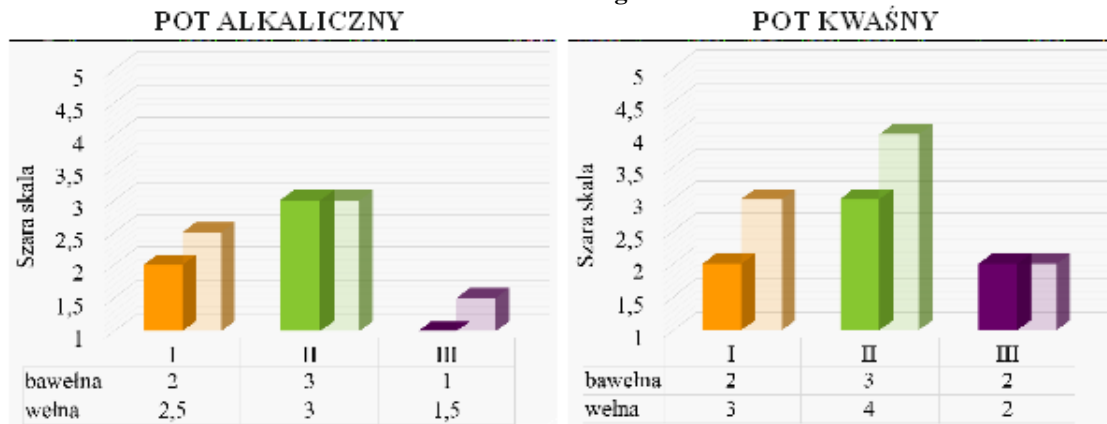
Badanie odporności wybarwień wyrobów włókienniczych na działanie potu ludzkiego przeprowadzono zgodnie z normą PN-EN ISO 105-E04:2011 [10]. Przygotowano:

- próbki robocze; pokrycie tapicerskie o wymiarach 90 x 50 mm,
- tkaniny towarzyszące: bawełniane i wełniane w formie prostokątów o wymiarach 90 x 50 mm,
- roztwór alkaliczny pH 8 ($\pm 0,2$),
- roztwór kwaśny pH 5,5 ($\pm 0,2$).

Próbki robocze połączono z tkaninami towarzyszącymi zszywając je wzdłuż jednego z krótszych boków. Zachowano odpowiednią kolejność tj. tkanina bawełniana, badany materiał tapicerski, tkanina wełniana. Tak przygotowane piętnaście próbek poddano działaniu dwóch różnych roztworów. Zanurzono je w kąpielach kwaśnej i alkalicznej na czas 30 min. Następnie usunięto nadmiar płynu i umieszczono w suszarce w temp. 37°C pod obciążeniem 5 kg.

Opracowanie wyników polegało na obserwacji zmiany barwy każdej z próbek roboczych i zabrudzenia bieli tkanin towarzyszących, porównując je z pięciostopniową szarą skalą. Stopień 1 – najmniej odporny na działanie potu, stopień 5 – najbardziej odporny na działanie potu. Otrzymane wyniki uśredniono i przedstawiono w tabeli 3.

Tab. 3. Wyniki badania odporności wybarwień tekstyliów na działanie potu kwaśnego i alkalicznego

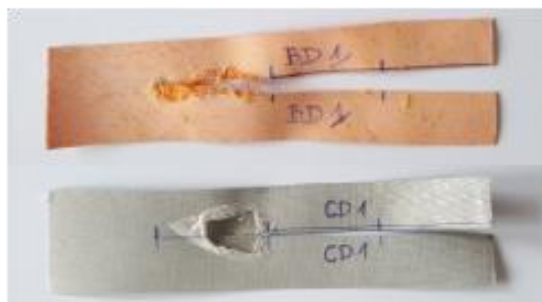


3.5. Wyznaczanie wytrzymałości na rozdzielanie

Badanie rozdzielania płaskich wyrobów wyznaczono metodą pojedynczego rozdzielania. Wyznaczanie siły rozdzielania próbek roboczych w kształcie spodni przeprowadzono zgodnie z normą PN-EN ISO 13937-2:2002 [11]. Przygotowano dwa zestawy próbek, dla każdego z badanych układów tapicerskich. Wycięto po pięć próbek wzdłuż i w poprzek materiału.

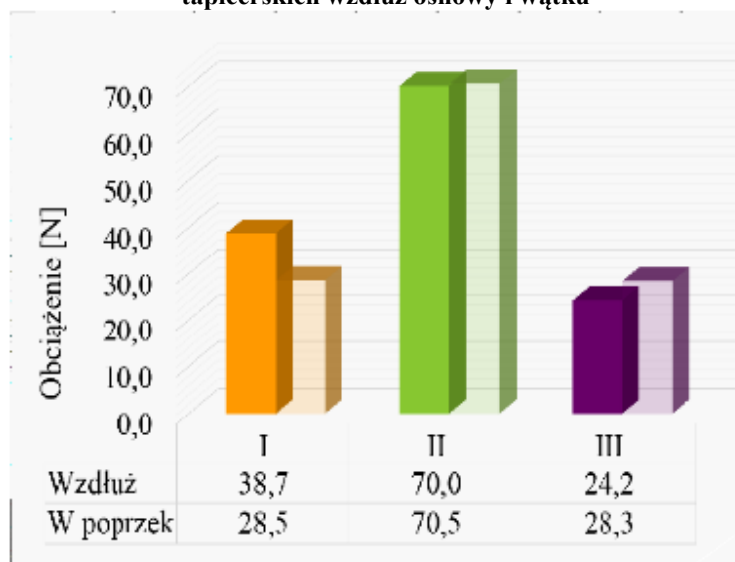
Prostokątną próbkę o wymiarach 50 x 200 mm przecięto pośrodku krótszej krawędzi. W ten sposób nadano jej kształt spodni. Każdą z nogawek zamontowano w zaciskach rozciągającej maszyny wytrzymałościowej. Podczas badania rejestrowano siłę rozdzielania.

Wyniki obliczono na podstawie wykresów rejestrowanych podczas badania, przedstawiających zależność obciążenia (N) od wydłużenia (%). Po skończonym badaniu próbki sfotografowano (rys.4). Uśrednione wartości sił rozdzielających dla wszystkich próbek przedstawiono w tabeli 4.



Rys. 4. Wygląd przykładowych próbek po rozdzielaniu

Tabela 4. Wyniki wytrzymałości na rozdzieranie materiałów tapicerskich wzdłuż osnowy i wątku



4. Dyskusja wyników

Przegląd literatury pozwolił zauważyć znaczącą ilość artykułów w temacie dezynfekcji i sterylizacji w obszarze pomieszczeń lekarskich. Liczne publikacje szczegółowo opisują aseptykę pacjenta i personelu, a także działania, prowadzące do zniszczenia i zahamowania rozwoju drobnoustrojów na sprzęcie medycznym. Stwierdzono jednak zupełne pominięcie tapicerek medycznych w tym temacie. Następnie stwierdzono, brak informacji dotyczących wartości użytkowej pokryć tapicerskich stołów chirurgicznych. Zaobserwowano również brak stosownych informacji w dziedzinie szeroko pojętego tapicerstwa medycznego [1-4,13].

Ponadto nie znaleziono odpowiednich norm polskich, mówiących o dopuszczalnym składzie czy właściwościach jakimi powinny cechować się układy tapicerskie wykorzystywane w medycynie. Po dogłębnej weryfikacji ustalono, że tapicerskie wyroby medyczne różnego przeznaczenia muszą być zgodne z Rozporządzeniem Ministra Zdrowia z dn. 3 listopada 2014 r. oraz spełniać wymogi Dyrektywy Rady 93/42/EWG z dn. 14 czerwca 1993 r.

Współczesne techniki sterylizacji i obowiązujące w obszarze sal zabiegowych – operacyjnych, procedury dezynfekcji nie są na tyle wystarczające, aby wyeliminować ryzyko występowania zakażenia. Problem szczególnie dotyczy pacjentów w stanach niedoboru odporności, a także w trakcie zabiegu lub operacji. Wcześniejsze badania medycznych pokryć tapicerskich, dostarczyły informacji o rozwoju i bytowaniu bakterii głównie w miejscach ich uszkodzeń [12]. Na tej podstawie stwierdzono potrzebę przeprowadzenia badań w zakresie wytrzymałości mechanicznej oraz chemicznej. Przedmiotem zainteresowania badawczego były operacyjne stoły chirurgiczne, a dokładniej ich pokrycia, które otrzymano z firmy zajmującej się renowacją sprzętu medycznego. Spośród udostępnionych pokryć tapicerskich wybrano najbardziej odpowiednie do badań. Uwzględniając m.in. takie wady jak: przerwanie ciągłości materiału, marszczenia, przetarcia, błędy struktury warstwy wierzchniej. Finalnie wytypowano trzy tapicerki zdemontowane z ze stołów chirurgicznych, na których przeprowadzono badania.

Pozyskane materiały w pierwszej kolejności poddano analizie spektroskopowej w celu ustalenia składu surowcowego. Na podstawie uzyskanych widm stwierdzono, że materiały tapicerskie składają się z poliuretanu, poliestru, poliamidu 6 i żywicy alkidowej. Wyniki wyznaczania masy powierzchniowej mieszczą się w przedziale od 5,236 do 8,747 m/g².

Wszystkie badane układy tapicerskie przekroczyły liczbę 100000 cykli bez wyraźnego uszkodzenia struktury materiału. Taka ilość wykonanych suwów kwalifikuje wszystkie badane

tapicerki do uznania ich za wysoko odporne na ścieranie. Można zatem wnosić, że codzienna eksploatacja pokryć operacyjnych stołów chirurgicznych nie spowoduje zniszczenia mechanicznego. Wykonano następnie badania wytrzymałości na rozdzieranie. Próba zalicza je do materiałów włókienniczych wysoko wytrzymałych. Najwyższa uzyskana wartość – 70,5N wynika z zastosowania innego rodzaju łączenia kolejnych warstw materiału tapicerskiego (powłoki z łącznikiem), w trakcie produkcji. Na tym etapie ustalono, iż zaobserwowane uszkodzenia mechaniczne pokryć nie wynikają z ich odporności na ścieranie bądź rozdarcie.

W celu wyjaśnienia powyższego problemu kolejno przeprowadzono badanie przepuszczalności powietrza. Rejestrowane wartości wydatków powietrza mieszczą się w zakresie 0,95 - 16,3 l/m²/s. Jest to wynik bliski zeru świadczący, można powiedzieć, o braku jakiegokolwiek przepuszczalności. Według PN-EN ISO 9237:1998 dobra przepuszczalność powietrza dla tekstyliów technicznych powinna wynosić od 100 l/m²/s. Brak przepuszczalności powietrza potęguje nadmierną produkcję potu ludzkiego co ma niewątpliwie korzystny wpływ na rozwój patogenów mogących stanowić zagrożenie dla zdrowia człowieka.

W związku z powyższym podjęto próbę ustalenia, jak działa pot ludzki, na badane układy tapicerskie. Analiza wyników polegała na porównaniu próbek po badaniu z szarą skalą. Uzyskane wartości 2 – dla potu alkalicznego i 3 – dla potu kwaśnego, świadczą o niskiej odporności wybarwień badanych materiałów tapicerskich. Stwierdzono, że oddziaływanie zarówno kwaśnego jak i alkalicznego medium powoduje uszkodzenia osnowy. W konsekwencji przerwanie ciągłości materiału tekstylnego. Zauważono też: przebarwienia, pęknięcia pokryć oraz ich przetarcia. Wnosić można, iż pot ludzki stanowi główne źródło defektów na powierzchni tapicerek sprzętu medycznego. Efekt ten jest nasilony również znikomą przepuszczalnością powietrza. W konsekwencji powstające uszkodzenia stanowią potencjalne miejsce na lokalny rozwój chorobotwórczych patogenów.

5. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań i analiz można wnosić:

- wszystkie badane materiały płaskie odznaczają się bardzo dobrą odpornością na ścieranie;
- sposób połączenia warstw materiału tapicerskiego warunkuje jego wytrzymałość na rozdzieranie;
- tapicerki medyczne, stosowane jako pokrycia operacyjnych stołów chirurgicznych, wykazują minimalną – nie wystarczającą przepuszczalność powietrza;
- brak przepuszczalności pary wodnej wywołuje nadmierną produkcję potu ludzkiego powodując – uszkodzenie struktury materiału tapicerskiego.

LITERATURA:

- [1] Ciuruś M.: Dezynfekcja i sterylizacja – podstawowe elementy zapewnienia pacjentowi bezpieczeństwa. Zakażenia, Tom 13 nr 2, 2013, s. 6-11.
- [2] Dulny G., Lejbrandt E.: Higiena w placówkach opieki medycznej. Fachowy poradnik dla zarządzających placówkami opieki medycznej oraz lekarzy. Wydawnictwo Verlag Dashöfer, 2014.
- [3] Dzierżanowska D. i wsp.: Zakażenia szpitalne. Medica Press, 2008, s. 436.
- [4] Rogalewicz R.: Najnowsze rozwiązania w zakresie środków dezynfekcyjnych. Dent. Forum, nr 38, 2010, s. 91-96.
- [5] Dyrektywa Rady 93/42/EWG z dn. 14 czerwca 1993 r. zgodna z Rozporządzeniem Ministra Zdrowia z dnia 3 listopada 2014 r. w sprawie wyrobów medycznych.

- [6] PN-EN ISO 13485, POLSKA NORMA, Systemy jakości – wyroby medyczne - szczególne wymagania dotyczące stosowania, 2002.
- [7] PN ISO 3801, POLSKA NORMA, Wyznaczanie masy powierzchniowej, 1993.
- [8] PN-EN ISO 12945-2, POLSKA NORMA, Wyznaczanie odporności płaskich wyrobów na ścieranie metodą Martindale’a, 2000.
- [9] PN-EN ISO 9237, POLSKA NORMA, Wyznaczanie przepuszczalności powietrza płaskich wyrobów, 1998.
- [10] PN-EN ISO 105-E04, POLSKA NORMA, Badanie odporności wybarwień na działanie potu kwaśnego i alkalicznego, 2011.
- [11] PN-EN ISO 13937-2, POLSKA NORMA, Wyznaczanie wytrzymałości na rozdzieranie, 2002.
- [12] Wita K. i wsp.: Wartość użytkowa i odporność aseptyczna pokryw foteli dentystycznych. Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 12, Zabrze 2017, s. 89-95.
- [13] Mangala J., Anasuya R.: Antimicrobial textiles based on metal and metal oxide nanoparticles. Nanomaterials in the Wet Processing of Textiles, Chapter 2, 2018 s. 71-111.

MECHANICAL PROPERTIES OF OPERATING COVERS FOR SURGICAL TABLES

Abstract: The paper presents the results of research on strength properties of medical equipment covers. The subject of research interest were surgical operating tables. The aim of the work was to assess the utility value of upholstery surrounding surgical tables. Three different covers were selected for the tests. The scope of work included cutting out samples from upholstery dismantled from surgical tables and carrying out selected tests and analyzes. The conclusions were based on the results of the measurements carried out.

Piotr WODARSKI¹, Michał DRABEK²

¹Katedra Biomechatroniki, Wydział inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

²Wydział inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska, Zabrze

ANALIZA ZMIAN SYGNAŁU UCHYBU DLA ALGORYTMÓW STEROWANIA REGULATORA P, PI I PID ZAIMPLEMENTOWANYCH W BIOMECHATRONICZNEJ PLATFORMIE MOBILNEJ LEGO

Streszczenie: W pracy przeprowadzono badania zmian parametrów regulacji algorytmów P, PI oraz PID pod kątem wpływu na jakość sterowania robotem mobilnym, śledzącym krawędź na podłożu. Analiza uzyskanych wyników umożliwiła ocenę wpływu poszczególnych członów na przebiegi sygnału uchybu oraz odniesienie wyników badań do podanych w literaturze.

SŁOWA KLUCZOWE: sterowanie, regulacja, otwarty układ sterowania, zamknięty układ regulacji

1. WSTĘP

Sterowaniem nazywa się czynność kierowania urządzeniem lub systemem w taki sposób, aby uzyskać określone wyniki jego pracy. Ten system lub urządzenie nazywane są obiektami sterowania, natomiast miano sterownika nosi element sterujący ich pracą. Sterownik wraz z obiektem sterowania tworzą układ sterowania [1].

Proces sterowania może zachodzić na dwa sposoby: w układzie otwartym lub w układzie zamkniętym. W pierwszym z nich sterownik generuje sygnał sterujący wyłącznie na podstawie wielkości zadanej, bez informacji zwrotnej na temat wyników pracy obiektu sterowania. Drugi rodzaj nazywany jest regulacją. Występuje w nim pętla ujemnego sprzężenia zwrotnego, dzięki której możliwe jest porównanie wartości otrzymywanej na wyjściu układu z wartością zadaną. Dzięki temu sterownik, zwany w tym przypadku regulatorem, ma możliwość dostosowania sygnału sterującego na podstawie wartości uchybu – czyli różnicy między wartością zadaną, a otrzymaną [2].

Jedne z najczęściej wykorzystywanych w praktyce algorytmów regulacji stanowią regulatory liniowe, a konkretnie specjalna ich podgrupa – regulatory PID (proporcjonalno-całkująco-różniczkujące). Generują one sygnał sterujący składający się z trzech odpowiednio wzmocnionych składowych – P, I oraz D. Każda z nich stanowi odpowiednio przekształcony sygnał uchybu: składowa P jest do niego proporcjonalna, składowa I stanowi jego całkę, a składową D reprezentuje jego pochodna. Udział poszczególnych członów w regulatorze może być różny w zależności od potrzeb dla danego obiektu sterowania oraz wymagań stawianych przed wynikami jego pracy.

Wiedza na temat sterowania oraz regulacji ma istotne znaczenie przy projektowaniu różnego typu układów, urządzeń i systemów biomechatronicznych. W pracy przeprowadzono badania wybranych parametrów regulacji podczas sterowania robotem mobilnym.

2. CEL BADAŃ

Celem przeprowadzonych badań była analiza zmian sygnału uchybu dla zaimplementowanych w robocie Lego Mindstorms programowo algorytmów sterowania P, PI, PID przy wykorzystaniu opracowanego stanowiska badawczego.

3. STANOWISKO DO BADAŃ

Opracowane stanowisko do implementacji układów regulacji robotów mobilnych składa się z następujących elementów: robota mobilnego, planszy, stanowiska komputerowego z oprogramowaniem. Konstrukcja robota oparta została o technologię Lego Mindstorms. Za śledzenie pola przed robotem odpowiada czujnik natężenia światła (wartość sygnału od 0 do 100% natężenia światła odbitego), natomiast za jazdę – dwa niezależne od siebie serwomotory. Wszystkie te elementy połączone są z płytką sterującą robota za pomocą przewodów. Plansza stanowi podłoże, po którym robot porusza się, śledząc krawędź czarnej prostej linii umieszczonej na białym tle. Stanowisko komputerowe zawiera środowisko Bricks Command Center, za pomocą którego możliwa jest realizacja, kompilacja oraz wgrywanie do sterownika robota skryptów zawierających algorytmy regulacji. Budowę robota oraz fragment stanowiska przedstawiono na rys. 1.



Rys. 1. Fragment stanowiska pomiarowego

4. METODYKA BADAŃ

Badanie kolejnych algorytmów regulacji przeprowadzone zostało według ściśle określonej procedury. Dla każdej z prób zapewnione zostały takie same warunki początkowe – oświetlenie oraz punkt startowy robota. Realizacja każdego z regulatorów oparta została o metodę Zieglera-Nicholsa, gdzie w pierwszym kroku dla każdego pojedynczego przejazdu wyznaczono wzmocnienie członu proporcjonalnego dla maksymalnych oscylacji stanowiące kryterium regulacji, a następnie na podstawie tej wartości obliczone zostały wzmocnienia pozostałych członów dla każdego z regulatorów. Przykładowo dla regulatora PID zaimplementowano następujące wartości nastaw: $K_i=0,78$, $K_p=0,00195$, $K_d=7800$. Regulator zaimplementowano programowo. Następnie, po wgryciu programu na płytke sterującą robota, umieszczany on był w punkcie początkowym, z którego zaczynał on jazdę w przód, śledząc jednocześnie krawędź linii zamieszczonej na planszy. Podczas jazdy robot dokonywał pomiaru oraz zapisu do pliku wartości uchybu, który po każdej przeprowadzonej próbie przenoszony był do komputera i poddawany dalszej analizie.

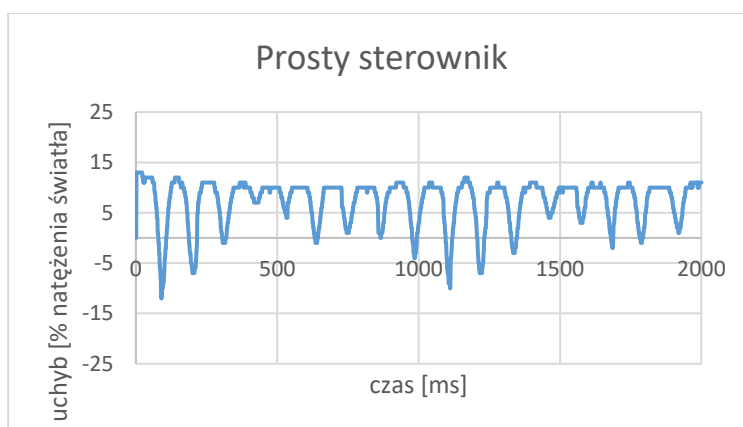
5. WYNIKI

Na podstawie wartości mierzonych podczas przeprowadzonych badań otrzymano przebiegi czasowe wartości uchybu dla każdego z regulatorów, z których następnie wyznaczono parametry istotne z punktu widzenia badania jakości jazdy robota po krawędzi.

Na podstawie wartości uchybu wyznaczone zostały: stała czasowa świadcząca o szybkości dążenia układu do stanu ustalonego, amplitudy górne oraz dolne regularnych drgań, informujące jaką wartość uchybu rejestrował robot dla maksymalnych wychyleń w obie strony od krawędzi, a także okres oraz częstotliwość regularnych drgań. Na podstawie amplitud dolnych oraz górnych została dodatkowo wyznaczona ich różnica, będąca odzwierciedleniem procentowej rozbieżności w natężeniu światła, jaka występowała między maksymalnymi położeniami robota po obu stronach śledzonej krawędzi. Wszystkie parametry zostały następnie przeanalizowane pod kątem zmian, jakie w ich wartościach powodował wpływ poszczególnych członów regulatora. Zmierzone oraz wyznaczone wartości zaprezentowane zostały w Tabeli 1, natomiast zarejestrowane przebiegi uchybu regulacji obrazują Rys. 1 – 5.

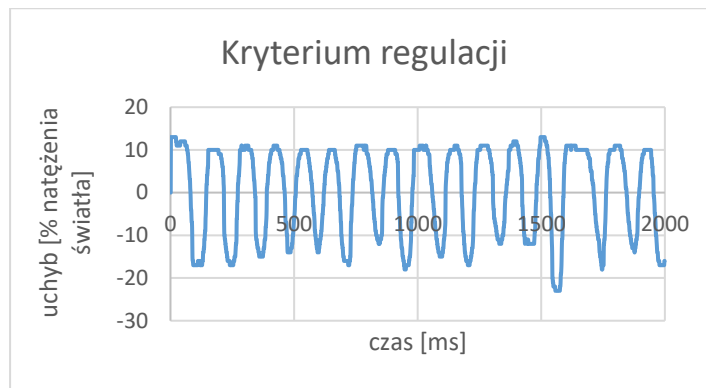
Tabela 1. Wyznaczone średnie wartości analizowanych parametrów, nazwy algorytmów zgodne z nomenklaturą kryterium Zieglera-Nicholsa (prosty sterownik – sterowanie w następujący sposób: linia biała układ skręca w lewo, linia czarna układ skręca w prawo, 50% mocy silników, kryterium regulacji – sterowanie z maksymalnym akceptowalnym uchybem, P, PI, PID sterowanie z zaimplementowanymi algorytmami regulacji)

Algorytm sterowania	Stala czasowa [ms]	Różnica amplitud [% natężenia światła]	Częstotliwość [Hz]	Okres [s]
<i>Prosty sterownik</i>	74	12,95	8,86	0,11
<i>Kryterium regulacji</i>	76	25,98	8,27	0,12
<i>P</i>	95	8,57	2,33	0,43
<i>PI</i>	236	8,98	0,94	1,06
<i>PID</i>	166	-	-	-



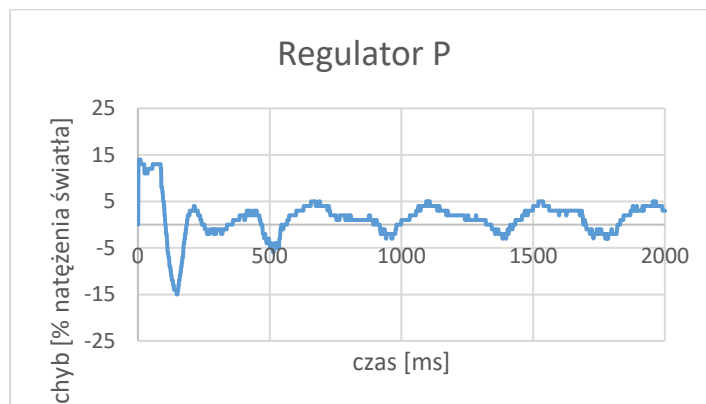
Rys. 2. Przebieg uchybu zarejestrowany dla prostego sterownika

Rys. 2. obrazuje przebieg uchybu dla prostego sterownika. Można na nim zaobserwować regularne oscylacje charakteryzujące się dużą częstotliwością oraz widoczną rozbieżnością w amplitudach dolnych, które pojawiają się już na początku jazdy robota.



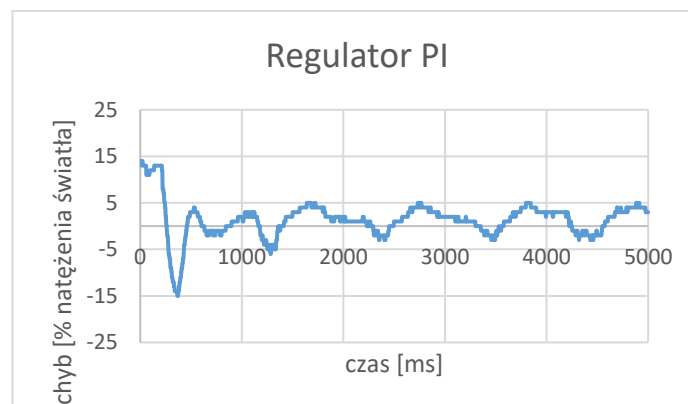
Rys. 3. Przebieg uchybu zarejestrowany dla przyjętego kryterium regulacji

W przyjętym kryterium regulacji (maksymalna wartość akceptowalna dla regulatora P), którego przebieg uchybu widoczny jest na Rys. 3, wprowadzony został człon proporcjonalny. Częstotliwość drgań w tym przypadku nie uległa widocznej zmianie, jednak amplitudy dolne osiągnęły mniejsze i bardziej ustabilizowane wartości. Co więcej, moment, w którym pojawiły się regularne wahania wartości uchybu nie został zmieniony i dalej przypadał na początkową fazę jazdy robota.



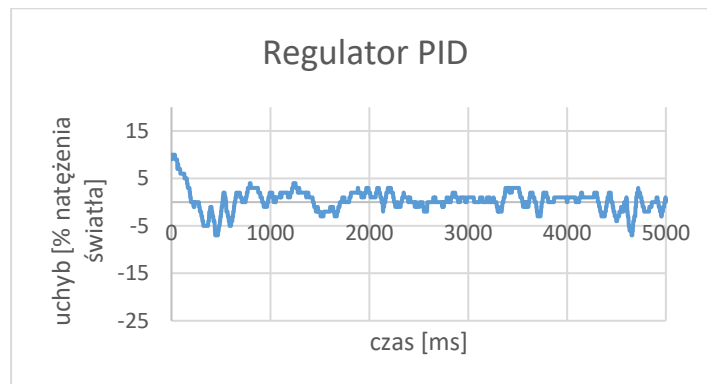
Rys. 4. Przebieg uchybu zarejestrowany dla regulatora P

Rys. 4. Przedstawia przebieg uchybu, który został osiągnięty przy regulacji typu P, przyjmując połowę wartości nastawy kryterium regulacji. Wpłynęło to na widoczne zmniejszenie się różnicy amplitud oraz częstotliwości regularnych oscylacji. Dodatkowo, czas pojawienia się regularnych oscylacji wydłużył się w stosunku do przyjętego kryterium regulacji oraz prostego sterownika do około 500 ms.



Rys. 5. Przebieg uchybu zarejestrowany dla regulatora PI

Dla regulatora PI, którego przebieg uchybu obrazuje Rys. 5., nastąpiło ponad dwukrotne zmniejszenie częstotliwości obserwowanych regularnych oscylacji w stosunku do algorytmu P. Dodanie członu całkującego wpłynęło dodatkowo na znaczne zwiększenie czasu, po którym drgania ustabilizowały się.



Rys. 6. Przebieg uchybu zarejestrowany dla regulatora PID

Przebieg uchybu ostatniego z rozpatrywanych algorytmów przedstawiony został na Rys. 6. W regulatorze PID zanikły wyraźne i pełne oscylacje przebiegu uchybu na rzecz nieregularnych drgań o małych różnicach amplitud.

6. ANALIZA WYNIKÓW I WNIOSKI

Najmniejsze wartości stałej czasowej zarejestrowane zostały dla prostego sterownika oraz kryterium regulacji (74 i 76 ms) (tab. 1). Można więc stwierdzić, że najszybciej dążą one do osiągnięcia stanu ustalonego. Samo wprowadzenie członu proporcjonalnego nie wpłynęło więc w większym stopniu na wartość stałej czasowej. Dopiero zmniejszenie wartości wzmocnienia tego członu o połowę, osiągając w ten sposób regulator P, pozwoliło na zwiększenie wartości stałej czasowej do 95 ms. Wprowadzenie członu całkującego do układu spowodowało osiągnięcie przez niego największej wartości stałej czasowej – 236 ms (tab. 1). Można więc powiedzieć, że regulator PI najwolniej dąży do osiągnięcia stanu ustalonego. Dołączenie do niego natomiast członu różniczkującego spowodowało zmniejszenie wartości stałej czasowej do 166 ms (tab. 1) podobnie jak u [5].

Największe wartości różnicy amplitud osiągnięte zostały w przypadku, gdy jazdę robota regulował algorytm przyjęty za kryterium regulacji. Wówczas pokonywał on największą odległość między maksymalnymi wychyleniami, co ma odzwierciedlenie w 25,9649 % różnicy natężenia światła. Blisko połowę mniejszą wartość – 12,9474 % osiągnął prosty sterownik. Zmniejszenie o połowę wzmocnienia członu proporcjonalnego w stosunku kryterium regulacji pozwoliło zredukować różnicę amplitud do 8,5746 % natężenia światła. Wprowadzenie członu całkującego I do algorytmu P nieznacznie wpłynęło na zwiększenie się tej różnicy do 8,9766 % podobnie jak u [4]. Natomiast zastosowanie algorytmu PID spowodowało brak zarejestrowanych regularnych oscylacji. Jak jednak można zaobserwować na wykresie rys. 5 osiągnięte amplitudy są znacznie mniejsze niż w pozostałych przypadkach. Można więc stwierdzić, że robot w tym przypadku odjeżdżał na mniejsze odległości od krawędzi.

W przypadku analizy okresu oraz częstotliwości regularnych oscylacji można stwierdzić, że najczęściej występowały one w przypadku prostego sterownika (częstotliwość 8,8596 Hz oraz okres 0.01138 s) podobnie jak u [3,5]. Wprowadzenie członu proporcjonalnego w postaci kryterium regulacji pozwoliło na zredukowanie częstotliwości, a tym samym zwiększenie czasu trwania oscylacji (częstotliwość 8,2681 Hz oraz okres 0.1214 s). Zastosowanie regulatora P spowodowało spadek częstotliwości do wartości 2,3323 Hz oraz wzrost czasu ich

trwania do 0.4288 s. Najmniejszą częstotliwością drgań regularnych oscylacji charakteryzował się algorytm PI osiągając 0,9403 Hz, co miało przełożenie na 1,0635 s czasu trwania jednej pełnej oscylacji. Regulator PID natomiast nie wykazał tendencji do regularnych drgań.

Dobór nastaw dla regulatora P, PI i PID stosując metodę Zieglera-Nicholsa skutkuje każdorazowo implementacją innych wartości wzmocnień K_p , K_i , i K_d , a tym samym uzyskaniem różnych wartości przebiegu uchybu. Przeprowadzone badania pozwoliły na przetestowanie funkcjonowania zaimplementowanych programowo algorytmów dla różnych wariantów regulatora, a wyniki posłużą jako źródło odniesienia dla prac badawczych oraz ćwiczeń laboratoryjnych z wykorzystaniem zaprojektowanej biomechatronicznej platformy LEGO.

LITERATURA

- [1] Gawrysiak M.: Mechatronika i projektowanie mechatroniczne. Dział Wydawnictw i Poligrafii Politechniki Białostockiej, Białystok 1997.
- [2] Kwiatkowski W.: Wprowadzenie do automatyki. Bell Studio, Warszawa 2005.
- [3] P. Lindstedt, Praktyczna regulacja maszyn i jej teoretyczne podstawy, Wydawnictwo Instytutu Technicznego Wojsk Lotniczych, Warszawa 2010.
- [4] T. Kawka, Regulacja w oparciu o parametry PID - cz.2, Biuletyn Akademia Automatyki nr. 5, 2008.
- [5] S. Paszkiel, M. Sikora, Zastosowanie regulatora PID w napędzie autonomicznego robota mobilnego, Pomiar Automatyka Robotyka, R. 19, nr. 2, 2015.

EXAMPLE OF REGULATOR IMPLEMENTATION P, PI AND PID IN THE CONTROL OF BIOMECHATRONIC LEGO PLATFORM

Abstract: The problem of the steering and the control is very important part of the engineer's knowledge. Testing allowed to compare the parameters of the control algorithms P, PI and PID for the quality of steering of a mobile robot tracking the edge of a groundwork. Additionally the analysis allowed the estimation of the influence of each parts on waveforms errors and on making conclusions and reference them to the literature.

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

OCENA WŁAŚCIWOŚCI ELASTOMERÓW WYKORZYSTYWANYCH NA SMOCZKI DZIECIĘCE W BADANIACH PRZYSPIESZONEGO STARZENIA

Streszczenie: Celem pracy była ocena wpływu procesu przyspieszonego starzenia materiałów wykorzystywanych do produkcji smoczków dziecięcych, na zmianę właściwości powierzchni na podstawie pomiarów kąta zwilżania. Wyznaczona swobodna energia powierzchniowa (SEP) oraz jej składowe wskazują na wyraźny wpływ parametrów procesu starzenia na właściwości powierzchni smoczków lateksowych i silikonowych. Badania ujawniły znaczące różnice w kierunkach zmian SEP na skutek zjawiska starzenia. Uważa się, iż ma to wpływ na inicjowanie zjawiska adhezji bakterii.

Słowa kluczowe: starzenie materiału, smoczki dziecięce, silikon, lateks, kąt zwilżania, model Owensa-Wendta, swobodna energia powierzchniowa

1. WSTĘP

Smoczki dziecięce spełniają dwie funkcje, służą do uspokajania oraz karmienia przy użyciu butelki i są produktem, z którego powszechnie korzystają rodzice. Obecne na rynku smoczki wytwarzane są z lateksu, kauczuku naturalnego lub materiału syntetycznego jakim jest silikon. W trosce o zdrowie i bezpieczeństwo młodych konsumentów wymagania dotyczące smoczków zostały zebrane i określone w stosownych dokumentach normalizacyjnych [3, 7]. W zakresie produktów medycznych oraz szpitalnych producenci zobowiązani są do spełniania Dyrektywy Unii Europejskiej 93/42/EEC dotyczącej Urządzeń Medycznych [4]. Asortyment wyrobów medycznych przeznaczonych do podawania płynów pokarmowych dzieciom powinien być szczególnie kontrolowany i spełniać wiele wymogów bezpieczeństwa w tym trwałości i stabilności cech w zmiennym środowisku. Istotne znaczenie ma okres użytkowania jak i czas trwania kontaktu smoczka ze środowiskiem jamy ustnej oraz płynów pokarmowych, dlatego ważne jest zapewnienie higieny i bezpieczeństwa dziecka przez odpowiednią eksploatację artykułu. Ze względu na ograniczoną wytrzymałość produktu producenci zalecają systematyczne sprawdzanie stanu smoczka, szczególnie u dzieci posiadających zęby mleczne. Każde odstępstwo od normy na tle mechaniki jak i fizykochemii produktu wskazuje na konieczność wymiany wyrobu.

Ocenia się, że za próchnicę wczesnego dzieciństwa (ECC – Early Childhood Caries), zwaną również próchnicą butelkową lub smoczkową, pojawiająca się w zębach mlecznych przed 5. r.ż. dziecka odpowiedzialna jest częstość i czas kontaktu jamy ustnej dziecka z czynnikami ryzyka [9]. Aby uniknąć transmisji bakterii nie można oczyszczać smoczków butelkowych oraz uspokajających we własnych ustach. Należy również ograniczyć częstość karmienia butelką w nocy. Ma to istotny wpływ na rozwój układu odpornościowego dzieci.

Zdaniem wielu autorów czynnikami sprzyjającymi kolonizacji bakterii jest hydrofilność, wysoka wartość energii swobodnej (SEP) lub zwilżalność powierzchni materiału, na którym tworzona jest płytki bakteryjna [1, 2, 5, 8]. Uważa się, że adhezja bakterii jest zapoczątkowana przez wiązania elektrostatyczne, oddziaływania hydrofobowe i siły Van der Waalsa między powierzchnią bakterii, a powierzchnią zasiedlanego materiału. Według [1, 2] większość bakterii bytujących w jamie ustnej posiada wysoką energię swobodną, zatem aktywnie lokować się mogą na powierzchniach hydrofilowych. Badania te potwierdzają również występowanie większej ilości płytki bakteryjnej na powierzchniach o wyższej wartości SEP [2, 5, 6, 7]. Jedną z metod oceny SEP oraz jej składowych dyspersyjnej i polarnej, jest metoda pomiaru kąta zwilżania, pozwalająca ocenić hydrofilowość lub hydrofobowość powierzchni materiału [5, 10], a tym samym pomóc ocenić bioaktywność powierzchni materiału w kontakcie ze środowiskiem biologicznym.

W świetle braku informacji dotyczących zmian właściwości warstwy wierzchniej smoczków dziecięcych lateksowych i silikonowych w skutek ich eksploatacji, powstała potrzeba oceny wpływu procesu użytkowania na wybrane parametry powierzchni. W ramach niniejszej pracy przeprowadzono procedurę przyspieszonego starzenia pod wpływem kontaktu z płynami pokarmowymi oraz temperaturą sterylizacji. Analizie poddano swobodną energię powierzchniową wyznaczoną na podstawie pomiarów kąta zwilżania, w aspekcie zagrożenia rozwoju bakteryjnego biofilmu w jamie ustnej dziecka.

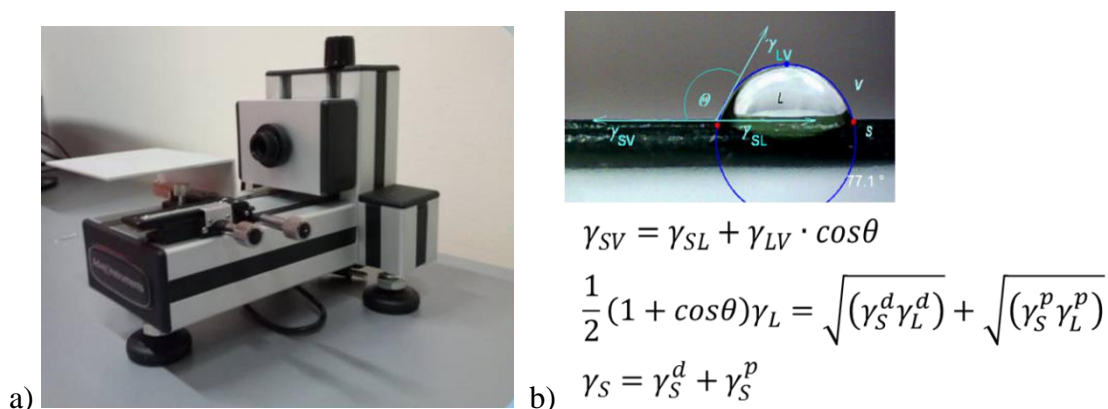
2. METODYKA BADAŃ

W badaniach wykorzystano wyroby firmy Canpol Babies wykonane z przezroczystego silikonu i żółtego lateksu. Metoda badawcza polegała na ocenie kąta zwilżania w procedurze siedzącej kropli na podstawie analizy jej kształtu. Wykorzystano model analityczny Owensa-Wendt'a [5, 10]. Symulacja procesu eksploatacji smoczków polegała na zrealizowaniu procedury przyspieszonego starzenia z uwzględnieniem inkubacji w różnych płynach immersyjnych tj.: roztwór glukozy (G), herbata owocowa (H), woda (W) oraz mleko (M). Protokół badań obejmował następujące etapy:

- E0: badanie kąta zwilżania wyrobów po rozpakowaniu i wstępnej dezynfekcji roztworem alkoholu (pomiar referencyjny),
- E1: realizacja wstępnej sterylizacji jako pierwszego etapu starzenia we wrzącej wodzie (gotowanie w 100°C, przez 30 min.) oraz badanie kąta zwilżania,
- E2: inkubacja I (24h w wybranych płynach o temperaturze 36,6°C) oraz badanie kąta zwilżania, następnie realizacja sterylizacji (gotowanie w 100°C, przez 30 min.),
- E3: inkubacja II (24h w wybranych płynach o temperaturze 36,6°C) oraz badanie kąta zwilżania,
- E4: realizacja kolejnego etapu starzenia we wrzącej wodzie (gotowanie w 100°C, przez 30 min.) oraz badanie kąta zwilżania,

Pomiar kąta zwilżania zrealizowano na stanowisku badawczym (rys.1) składającym się z aparatu firmy Advex Instruments z kamerą do wykonywania zdjęć kropli cieczy umieszczonej na powierzchni próbki, a także programu SeeSystem6.3 służącego do analizy zarejestrowanego obrazu kropli. W każdym etapie badań nanoszono 10 kropeł z każdej cieczy pomiarowej za pomocą mikropipety Vitrum o objętości 0,5[μ l]. Jako cieczy pomiarowe

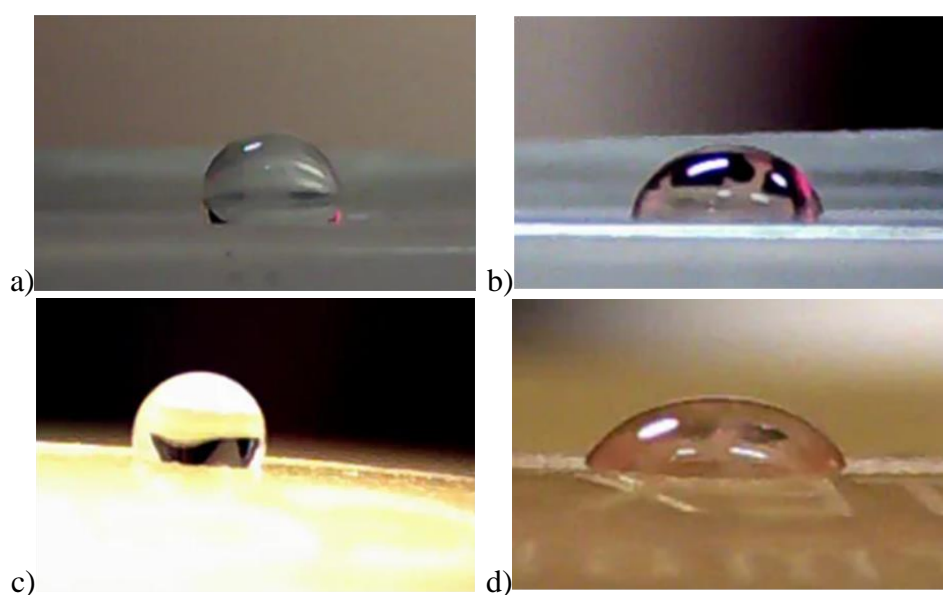
w badaniu wykorzystano wodę destylowaną (Poch S.A) i diiodometan (Merck sp.z o.o.). Do obliczeń wykorzystano model analityczny Owensa-Wendta [5, 10].



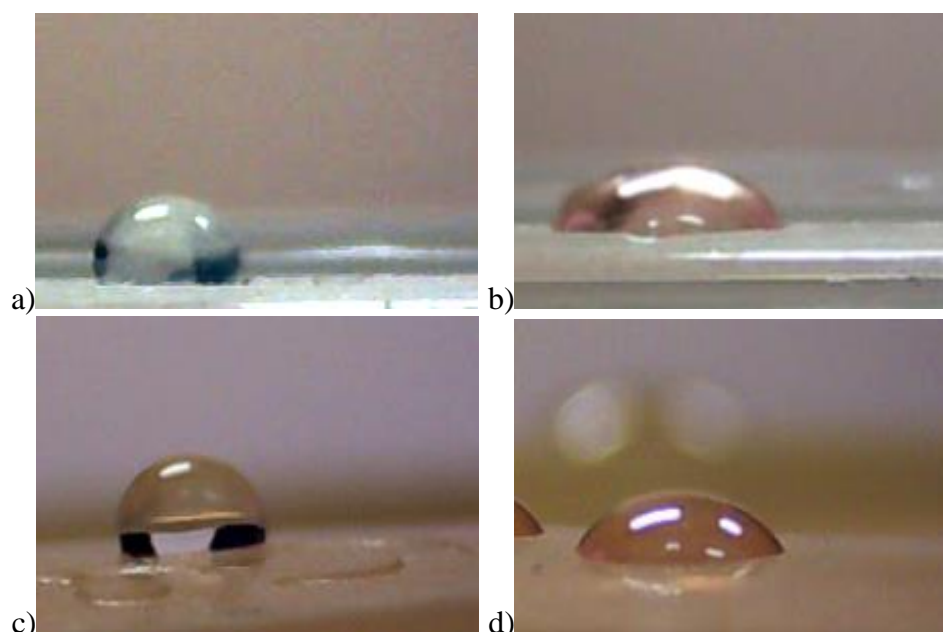
Rys.1. Stanowisko pomiarowe do analizy kąta zwilżania i wyznaczania SEP (a), poglądowy widok z programu wraz z równaniem Younga i modelu Owensa-Wendt'a (b)

3. WYNIKI

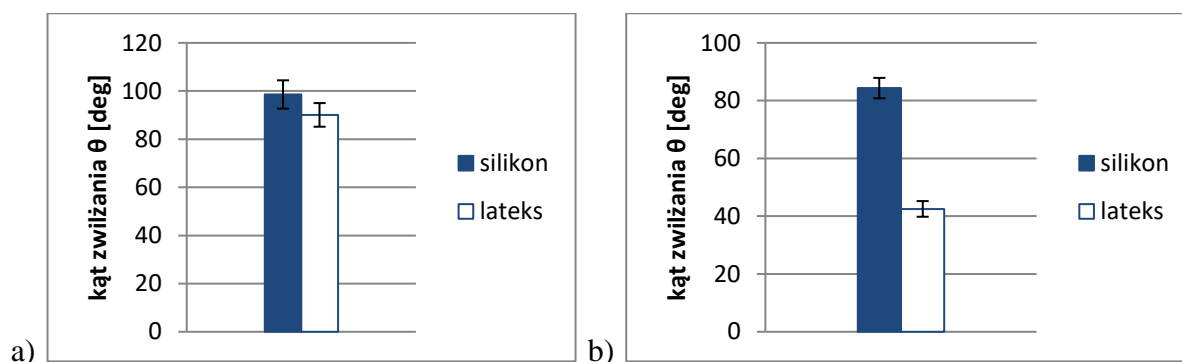
W wyniku badań smoczków lateksowych w stanie początkowym (pomiar referencyjny) uzyskano średni kąt zwilżania wodą na poziomie $90,08^\circ$ i diiodometanem $42,52^\circ$ oraz odpowiednio dla smoczków silikonowych $98,57^\circ$ i $84,35^\circ$. Wyznaczone początkowe wartości SEP wynosiły dla smoczków lateksowych $39,59 \text{ [mJ/m}^2\text{]}$ oraz silikonowych $18,82 \text{ [mJ/m}^2\text{]}$. Wybrane zdjęcia kropeł osadzonych na badanych powierzchniach prezentują rysunki 2 i 3. W rezultacie przeprowadzonych badań otrzymano wyniki wartości kątów zwilżania powierzchni (rys.4-8), które wykorzystano w dalszych obliczeniach swobodnej energii powierzchniowej i jej składowych dyspersyjnej i polarnej (tabele 1-5) wybranych materiałów stosowanych w produkcji smoczków dziecięcych, przy użyciu modelu obliczeniowego Owensa-Wendt'a.



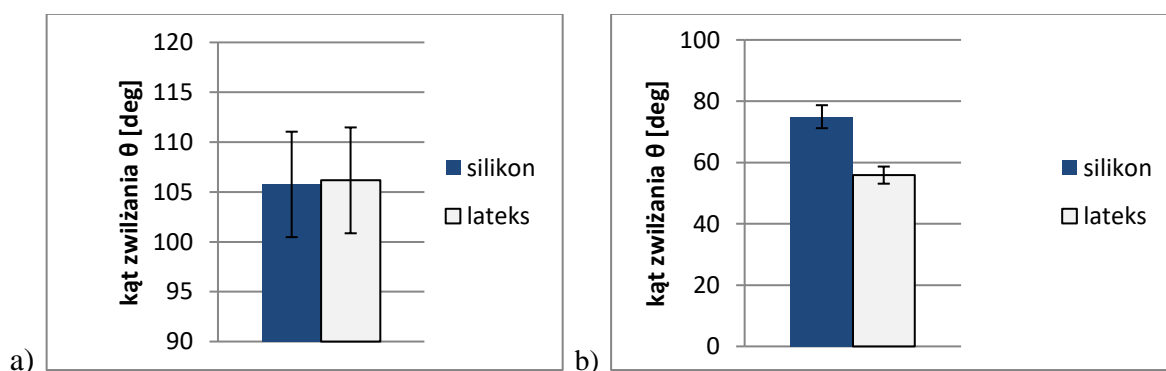
Rys. 2. Zdjęcia kropli przed procesem starzenia na powierzchni próbki silikonowej: a) woda destylowana, b) diiodometan, na powierzchni próbki lateksowej: c) woda destylowana, d) diiodometan



Rys. 3. Zdjęcie kropli po procesie starzenia na powierzchni materiału: a) woda destylowana, b) diiodometan; na powierzchni próbki lateksowej: c) woda destylowana; d) diiodometan



Rys. 4. Kąt zwilżania grupy kontrolnej: a) woda destylowana, b) diiodometan



Rys. 5. Kąt zwilżania (po pierwszym przyspieszonym starzeniu we wrzącej wodzie) w podanych roztworach (W-woda, G-roztwór glukozy, H-herbata, M-mleko): a) woda destylowana, b) diiodometan

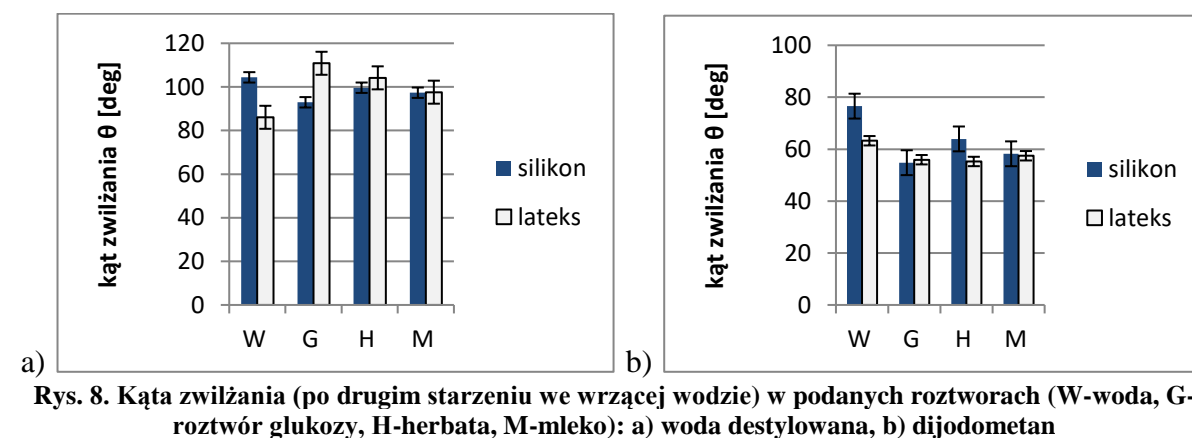
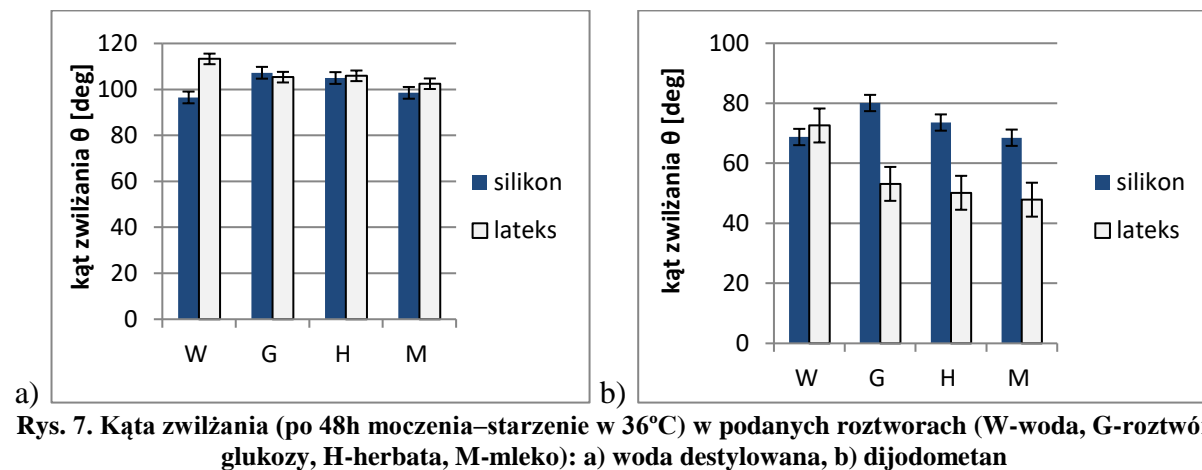
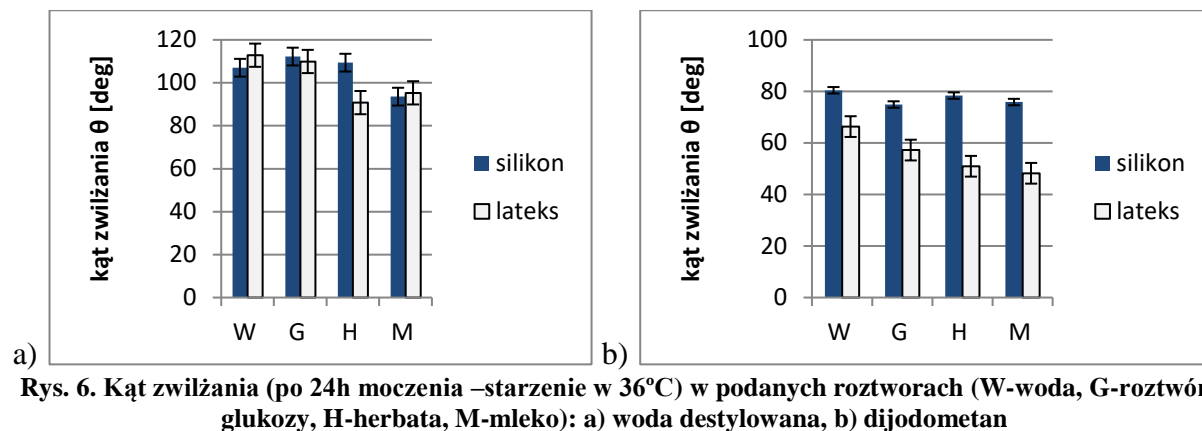


Tabela 1. Swobodna energia powierzchniowa γ_s [mJ/m^2] oraz jej składowe z uwzględnieniem odchylenia standardowego próbek silikonowych (S) i lateksowych (L)

Etap badania	Material	γ_s [mJ/m^2]	γ_s^d [mJ/m^2]	γ_s^p [mJ/m^2]
ETAP 0 – Grupa kontrolna	S	18,82 ($\pm 2,22$)	15,37 ($\pm 1,74$)	3,46 ($\pm 2,04$)
	L	39,59 ($\pm 1,59$)	38,29 ($\pm 1,41$)	1,29 ($\pm 0,96$)
ETAP 1 – Po pierwszym starzeniu	S	20,85 ($\pm 2,33$)	20,20 ($\pm 2,59$)	0,65 ($\pm 0,28$)
	L	31,07 ($\pm 1,14$)	30,94 ($\pm 1,20$)	0,13 ($\pm 0,14$)

Tabela 2. Swobodna energia powierzchniowa γ_s [mJ/m²] oraz jej składowe z uwzględnieniem odchylenia standardowego próbek silikonowych (S) i lateksowych (L) inkubowanych w herbacie (H)

Etap badania	Materiał	γ_s [mJ/m ²]	γ_s^d [mJ/m ²]	γ_s^p [mJ/m ²]
ETAP 2 - Po 24h moczenia	S	19,16 ($\pm 3,77$)	18,53 ($\pm 4,34$)	0,63 ($\pm 0,77$)
	L	35,32 ($\pm 0,77$)	33,74 ($\pm 0,78$)	1,58 ($\pm 0,58$)
ETAP 3 - Po 48h moczenia	S	21,69 ($\pm 3,15$)	20,98 ($\pm 3,43$)	0,71 ($\pm 0,44$)
	L	34,24 ($\pm 1,51$)	34,17 ($\pm 1,44$)	0,07 ($\pm 0,13$)
ETAP 4 - Po ostatnim starzeniu	S	27,87 ($\pm 4,10$)	26,33 ($\pm 3,87$)	1,54 ($\pm 1,81$)
	L	31,38 ($\pm 1,63$)	31,29 ($\pm 1,61$)	0,09 ($\pm 0,10$)

Tabela 3. Swobodna energia powierzchniowa γ_s [mJ/m²] oraz jej składowe z uwzględnieniem odchylenia standardowego próbek silikonowych (S) i lateksowych (L) inkubowanych w roztworze glukozy (G)

Etap badania	Materiał	γ_s [mJ/m ²]	γ_s^d [mJ/m ²]	γ_s^p [mJ/m ²]
ETAP 2 - Po 24h moczenia	S	20,34 ($\pm 2,59$)	20,24 ($\pm 2,71$)	0,11 ($\pm 0,15$)
	L	30,34 ($\pm 1,28$)	30,16 ($\pm 1,11$)	0,17 ($\pm 0,23$)
ETAP 3 - Po 48h moczenia	S	18,35 ($\pm 2,71$)	17,55 ($\pm 2,94$)	0,80 ($\pm 0,39$)
	L	32,55 ($\pm 1,42$)	32,50 ($\pm 1,43$)	0,05 ($\pm 0,04$)
ETAP 4 - Po ostatnim starzeniu	S	32,95 ($\pm 1,76$)	31,56 ($\pm 1,69$)	1,39 ($\pm 0,43$)
	L	31,14 ($\pm 2,45$)	30,90 ($\pm 2,28$)	0,24 ($\pm 0,38$)

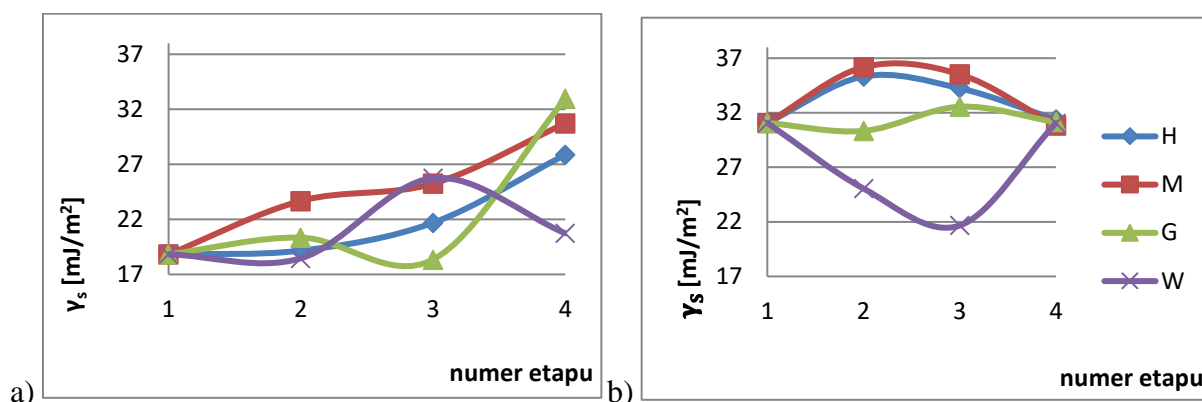
Tabela 4. Swobodna energia powierzchniowa γ_s [mJ/m²] oraz jej składowe z uwzględnieniem odchylenia standardowego próbek silikonowych (S) oraz lateksowych (L) inkubowanych w wodzie (W)

Etap badania	Materiał	γ_s [mJ/m ²]	γ_s^d [mJ/m ²]	γ_s^p [mJ/m ²]
ETAP 2 - Po 24h moczenia	S	18,47 ($\pm 3,83$)	17,50 ($\pm 4,34$)	0,97 ($\pm 0,71$)
	L	25,06 ($\pm 1,83$)	24,95 ($\pm 1,78$)	0,11 ($\pm 0,07$)
ETAP 3 - Po 48h moczenia	S	25,75 ($\pm 3,04$)	23,63 ($\pm 3,87$)	2,11 ($\pm 1,52$)
	L	21,67 ($\pm 2,86$)	21,48 ($\pm 2,77$)	0,18 ($\pm 0,23$)
ETAP 4 - Po ostatnim starzeniu	S	20,74 ($\pm 2,58$)	19,38 ($\pm 3,40$)	1,35 ($\pm 1,10$)
	L	31,04 ($\pm 2,25$)	26,72 ($\pm 2,55$)	4,32 ($\pm 0,72$)

Tabela 5. Swobodna energia powierzchniowa γ_s [mJ/m²] oraz jej składowe z uwzględnieniem odchylenia standardowego próbek silikonowych (S) oraz lateksowych (L) inkubowanych w mleku (M)

Etap badania	Materiał	γ_s [mJ/m ²]	γ_s^d [mJ/m ²]	γ_s^p [mJ/m ²]
ETAP 2 - Po 24h moczenia	S	23,67 ($\pm 2,78$)	19,69 ($\pm 2,07$)	3,98 ($\pm 2,71$)
	L	36,17 ($\pm 1,87$)	35,24 ($\pm 1,45$)	0,94 ($\pm 1,10$)
ETAP 3 - Po 48h moczenia	S	25,25 ($\pm 1,39$)	23,73 ($\pm 2,24$)	1,52 ($\pm 1,13$)
	L	35,52 ($\pm 1,77$)	35,43 ($\pm 1,83$)	0,09 ($\pm 0,10$)
ETAP 4 - Po ostatnim starzeniu	S	30,72 ($\pm 3,5$)	29,59 ($\pm 3,42$)	1,13 ($\pm 0,96$)
	L	30,89 ($\pm 0,93$)	30,04 ($\pm 1,27$)	0,85 ($\pm 0,65$)

Na rysunkach 9a i 9b przedstawiono zmiany swobodnej energii powierzchniowej w poszczególnych etapach starzenia w odniesieniu do pomiaru kontrolnego.



Rys. 9. Zmiana swobodnej energii powierzchniowej w kolejnych etapach badania: a) próbki z silikonu, b) próbki z lateksu (legenda wspólna dla obu wykresów)

4. WNIOSKI

Z przeprowadzonych doświadczeń wynika, iż środowisko, w którym znajduje się smoczek zarówno silikonowy jak i lateksowy, w sposób istotny wpływa na wartość SEP. We wszystkich analizowanych przypadkach starzenia badając materiał silikonowy odnotowano jej wzrost względem wartości referencyjnej. W przypadku materiału lateksowego, w każdym etapie doświadczenia odnotowano spadek uzyskanej wartości SEP. Ujawniono znaczącą różnicę początkowych wartości SEP badanych materiałów oraz różnice w zachowaniu materiałów. Odwrotna tendencja dla powierzchni materiałów będzie poddana weryfikacji pod kątem bioreaktywności biomateriałów [5]

Wraz ze spadkiem swobodnej energii powierzchniowej spada ilość bakterii przylegających do powierzchni materiału [1, 2, 8], co w przypadku użytkowania smoczków dla dzieci ma istotne znaczenie ze względu na możliwość wystąpienia infekcji. Analizując materiał pod kątem właściwości antybakteryjnych korzystniejszy proces zachodzi wraz ze starzeniem materiału w przypadku smoczków lateksowych.

Banerjee et al. [2] przeprowadził ocenę interakcji biofilmu komórkowego z powierzchnią wybranych polimerów w tym kopolimeru P(BMA-co-EMA) lateksu uzyskując kąt zwilżania wodą w zakresie 100-80° oraz dla P(MA-co-EMA) lateksu na poziomie 40-50° (przy wykorzystaniu różnych rozmiarów kropli (2-12 μ l). W pracy [5] przeprowadzono ocenę zwilżalności oraz oznaczono SEP dla różnych typów lateksów od naturalnego do syntetycznego, uzyskując wartości kątów zwilżania wodą w zakresie 102,5-71,4° oraz diiodometanem 77,7-30,0° co przełożyło się na wartości SEP 40,3-26,9 [mJ/m²]. Podobne wartości uzyskano w niniejszej pracy. Quirynen et al. [8] ocenili kąt zwilżania wodą dla ludzkiego szkliwa na poziomie 44 \pm 4° oraz SEP 88 \pm 9 [mJ/m²] co pozwala sądzić, że płytka bakteryjna osadzać się będzie łatwo na tkankach zęba, zatem wykorzystując na smoczki materiał o słabszych właściwościach adhezyjnych można wpłynąć na ograniczenie próchnicy smoczkowej.

Niniejsze badania mają charakter pilotażowy i planuje się ich kontynuację przy uwzględnieniu większej liczby czynników tj. zróżnicowanie temperatury przechowywana, zróżnicowanie czasów i częstotliwości kontaktu oraz zwiększenie liczby płynów pokarmowych o różnym pH. Zakłada się również wyznaczenie SEP dla tkanek jamy ustnej z wykorzystaniem modelu zwierzęcego.

LITERATURA

- [1] Adamczyk E., Gawor E., Gładkowski J., Spiechowicz E.: Kliniczne implikacje gładkości powierzchni i wolnej energii powierzchniowej, materiałów używanych w wykonawstwie uzupełnień stałych, na odkładanie się i mikrobiologię płytki nad i pod dziąsłowej. *Protetyka Stomatologiczna*, XLV, 4, 1995, s. 185-187.
- [2] Banerjee P., Irvine D.J., Mayes A.M., Griffith L.G.: Interactions between biofilm and the environment, *FEMS Microbiology Reviews*, vol. 20, 1997, p.291-303.
- [3] Departament Nadzoru Rynku, Departament Inspekcji Handlowej, UOKiK: Młody konsument - rynek towarów oferowanych dzieciom i młodzieży w świetle kontroli Inspekcji Handlowej. Warszawa, 2010.
- [4] Dyrektywa Unii Europejskiej 93/42/EEC.
- [5] Ho C.C., Khew M.C.: Surface Free Energy Analysis of Natural and Modified Natural Rubber Latex Films by Contact Angle Method, *Langmuir* 2000, vol. 16, p.1407-1414.
- [6] Chen H., Yuan L., Song W., Wu Z., Li D.: Biocompatible polymer materials: Role of protein-surface interactions, *Progress in Polymer Science*, vol. 33(11), 2008, p.1059-1087.
- [7] PN-EN 1400+A1:2014-07: Artykuły dla dzieci – Smoczki do uspokajania dla niemowląt i małych dzieci – Wymagania bezpieczeństwa i metody badania.
- [8] Quirynen M., Marechal M., Busscher H.J., Weerkamp A.H., Arends J., Darius P.L., van Steenberghe D.: The influence of surface free-energy on planimetric plaque growth in man. *Journal of Dentist Research*, vol. 68, 1989, p. 796-799.
- [9] Stodolak A., Fuglewicz A.: Zapobieganie próchnicy zębów u dzieci i młodzieży oraz promocja zdrowia jamy ustnej – rola pracowników służby zdrowia, *Medycyna Ogólna i Nauki o Zdrowiu*, 2014, 20, 1, s. 76-81.
- [10] Żenkiewicz M.: Adhezja i modyfikowanie warstwy wierzchniej tworzyw wielkocząsteczkowych, Wydawnictwo Naukowo-Techniczne, Warszawa 2000.

ESTIMATION OF PROPERTIES OF ELASTOMERS USED FOR BABY TEATS IN ACCELERATED AGING TESTS

Abstract: The aim of the study was to assess the impact of the accelerated aging of materials for baby's pacifiers, on the surface properties based on wetting measurements. The research method consisted in assessing the contact angle in the sitting drop procedure based on the analysis of its shape in the subsequent stages of the aging process. For each stage and material, the value of surface free energy (SEP) was determined, which was also subjected to statistical analysis. Analytical model of Owens-Wendt was used for the calculations.