

Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering

Vol. 1 1-2/2015

EDITOR-IN-CHIEF/ REDAKTOR NACZELNY

Mirosław Szala

DEPUTES EDITOR-IN-CHIEF/ ZASTĘPCA REDAKTORA NACZELNEGO

Jarosław Gawryluk

TECHNICAL EDITOR/ REDAKTOR TECHNICZNY

Karolina Beer-Lech

SUBMISSION OFFICER/ SEKRETARZ

Katarzyna Falkowicz

SCIENTIFIC COMMITTEE/ RADA PROGRAMOWA

Karolina Beer-Lech – Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie

Bartłomiej Dybowski – Politechnika Śląska

Katarzyna Falkowicz – Politechnika Lubelska

Jarosław Gawryluk – Politechnika Lubelska

Kinga Kropiwek – Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie

Kamil Maciąg – Fundacja na rzecz promocji nauki i rozwoju TYGIEL

Mirosław Szala – Politechnika Lubelska

Kamila Zdrowska – Politechnika Częstochowska

EDITORIAL OFFICE / REDAKCJA

Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering

ul. Głowackiego 35/348, 20-060 Lublin

email: technology.exploitation@gmail.com

www.jtme.pl

www.facebook.com/JoTaEiME

PUBLISHER/ WYDAWCA

Fundacja na rzecz promocji nauki i rozwoju TYGIEL

ul. Głowackiego 35/348, 20-060 Lublin

www.fundacja-tygiel.pl

THE WORKS WERE ORIGINALLY PUBLISHED IN SCIENTIFIC MONOGRAPHS / UTWORY ZOSTAŁY PIERWOTNIE OPUBLIKOWANE W MONOGRAFIACH NAUKOWYCH

Innowacje w fizjoterapii I [red.] Monika Olszówka, Robert Karpiński: Lublin: Fundacja na rzecz promocji nauki i rozwoju TYGIEL, 2015

Innowacje w fizjoterapii II [red.] Monika Olszówka, Mateusz Niścior: Lublin: Fundacja na rzecz promocji nauki i rozwoju TYGIEL, 2015

Wybrane substancje: znaczenie dla organizmu oraz możliwe zastosowania [red.] Monika Olszówka, Kamil Maciąg: Lublin: Fundacja na rzecz promocji nauki i rozwoju TYGIEL, 2015

Wybrane zagadnienia inżynierii produkcji w zastosowaniach medycznych [red.] Robert Karpiński, Jarosław Zubrzycki,

Jacek Maksymiuk: Lublin: Fundacja na rzecz promocji nauki i rozwoju TYGIEL, 2015

Contents / Spis treści

Sylwester Samborski, Jakub Wieczorkiewicz, Rafał Rusinek, Joanna Dziezic Methodology of structures damage estimation in case of cantilever isotropic beam <i>Metodyka oceny uszkodzenia elementów konstrukcyjnych na przykładzie belki izotropowej jednostronnie utwierdzonej</i>	5
Robert Karpiński, Mariusz Walczak, Joanna Śliwa Tribological research of cobalt alloys used as biomaterials <i>Badania tribologiczne stopów kobaltu stosowanych jako biomateriały</i>	17
Monika Mańko, Jarosław Zubrzycki, Robert Karpiński The impact of the artificial intervertebral disc on functioning the lumbar spine <i>Zastosowanie metod inżynierii odwrotnej do projektowania sztucznego krążka międzykręgowego</i>	33
Andrzej Maruszczyk, Klaudia Klimaszewska, Cezary Kolan The characteristics of microstructure and properties of different types of cast steel <i>Charakterystyka mikrostruktury i własności wybranych gatunków staliw</i>	59
Adrian Radoń, Wojciech Łoński, Rafał Babilas Influence of boron and silicon on the magnetic properties of iron-based alloys <i>Wpływ boru i krzemu na własności magnetycznestopów na bazie żelaza</i>	80
Adrian Krzysztof Antosik Influence of organic crosslinkers on physical properties of pressure-sensitive adhesives based on silicones <i>Wpływ organicznych środków sieciujących na właściwości fizyczne klejów samoprzylepnych na bazie silikonów</i>	96
Izabela A. Wrona, Marcin W. Jarosik Comparison of selected properties of light-emitting diodes <i>Porównanie wybranych właściwości diod elektroluminescencyjnych</i>	107
Justyna Miodowska, Magdalena Kromka-Szydek The use of a computer joystick for assessing the progress of hand rehabilitation <i>Wykorzystanie joysticka komputerowego przy ocenie postępów rehabilitacji ręki</i>	124

Justyna Miodowska, Sylwia Łagan Numerical analysis of the strength of the instrument for the ankle rehabilitation <i>Numeryczna analiza wytrzymałościowa przyrządu do rehabilitacji stawu skokowego</i>	138
Mateusz Czarnecki, Bartosz Filip, Mirosław Szala Numerical analysis of the process of die forging a lever-like element	150
Zuzanna Stasiak, Daniel Łukasik, Mirosław Szala, Karolina Beer-Lech Fractographic examinations of the laptop hinge <i>Badania fraktograficzne zawiasu notebooka</i>	166
Żaneta Anna Mierzejewska SLS Technology - characteristics and application of selective laser sintering in biomedical engineering <i>Technologia SLS – charakterystyka i zastosowanie selektywnego spiekania laserowego w inżynierii biomedycznej</i>	178

Methodology of structures damage estimation in case of cantilever isotropic beam

Metodyka oceny uszkodzenia elementów konstrukcyjnych na przykładzie belki izotropowej jednostronnie utwierdzonej

Streszczenie

W pracy zbudowano model numeryczny belki wspornikowej z uszkodzeniem i bez uszkodzenia oraz wyznaczono ich częstotliwości własne dla zadanych charakterystyk materiałowych. Następnie przeprowadzono badania na fizycznym obiekcie przy użyciu wibrometru laserowego PSV-500 firmy Polytec. Otrzymane rezultaty doświadczalne porównano z wynikami obliczeń numerycznych stosując metody analizy sygnału oparte na wykresach płaszczyzny fazowej.

Słowa kluczowe: detekcja uszkodzeń, belka wspornikowa, płaszczyzna fazowa

Abstract

This paper focuses on analysis of damage detection cantilever beam. Finite Element Method was used to simulate vibrations of the intact and the damaged beams. Analysis of natural frequencies of both the intact and the damaged beams was performed in order to observe the effect of damage on the beams dynamics. Next, the phase diagrams technique was applied and finally, experimental verification was performed to check the numerical results.

Keywords: damage detection, cantilever beam, phase space diagram

1. Wprowadzenie

W wielu współczesnych konstrukcjach różnego typu mogą pojawić się wady prowadzące do znacznej redukcji sztywności, zmieniające całkowicie mechaniczne zachowanie danej konstrukcji. Wyzwaniem staje się więc wykrycie i zlokalizowanie zwłaszcza ukrytej wady. Narzędziem diagnostyki stanu i oceny niezawodności może być uzyskany sygnał z pomiaru drgań mechanicznych badanego układu. W wielu gałęziach przemysłu i aspektach przemysłowych eksploatacji maszyn i urządzeń istotnym narzędziem diagnostyki stanu jest pomiar drgań mechanicznych. Uzyskany sygnał stanowi często źródło informacji o stanie maszyny/urządzenia i ocenie jej niezawodności [1].

Problematyka wykrywania defektów jest utrudniona ze względu na wiele rodzajów takich uszkodzeń. Badania tego typu prowadzone są w mikroskali

¹ s.samborski@pollub.pl, Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska, www.samborski.pollub.pl,

² j.wieczorkiewicz@pollub.pl, Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska, www.kms.pollub.pl,

³ r.rusinek@pollub.pl, Katedra Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska, www.raf.pollub.pl

⁴ j-dziedzic13@wp.pl, Studenckie Koło Naukowe przy Katedrze i Zakładzie Ortopedii Szczykowej, Uniwersytet Medyczny w Lublinie, Politechnika Lubelska

[2÷5] jak również w makroskali, kiedy możliwe jest wykrywanie delaminacji w kompozytach [6] oraz w materiałach metalicznych [7, 8].

Metody wykrywania uszkodzeń często bazują na pomiarze i analizie drgań struktur belkowych i płytowych [9÷13] gdzie analizowane są częstości i postacie własne.

Interesujące podejście do problemu identyfikacji i lokalizacji uszkodzeń przedstawiono w pracy [14], gdzie wykorzystano mapy Poincaré.

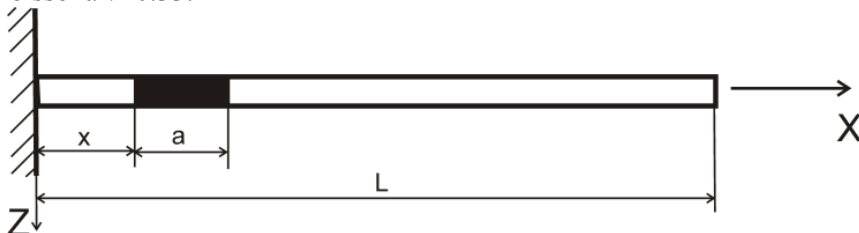
Inną, nowatorską metodą służącą identyfikacji uszkodzeń jest użycie diagramów rekurencyjnych. Konstrukcja diagramów bazuje na metodzie współrzędnych opóźnionych, którą opisano szczegółowo w pracach [15, 16]. Zaletą tej metody jest możliwość jej stosowania zarówno eksperymentalnych sygnałów pomiarowych z rzeczywistego obiektu badawczego [17, 18] jak i symulacji numerycznych [19]. Koncepcja wprowadzenia rekurencyjności do analizy układów dynamicznych została wprowadzona przez Henri Poincaré w jeszcze 1890 roku [20]. Jednak jej praktyczne zastosowanie wymagało skomplikowanych i czasochłonnych obliczeń numerycznych, stąd na jej wykorzystanie trzeba było poczekać wiele lat do momentu pojawienia się odpowiednio szybkich maszyn obliczeniowych. Po raz pierwszy metoda analizy diagramów rekurencyjnych została wykorzystana w pracy [21]. Od tego momentu została ona szeroko rozpowszechniona w różnych dziedzinach techniki i medycyny [22÷41].

Niniejsza praca omawia problem wykrywania uszkodzenia na przykładzie belki wykonanej ze stopu aluminium. Kilkoma metodami porównano drgania belki bez uszkodzenia (zdrową) oraz z uszkodzeniem. W tym celu przeprowadzono badania numeryczne przy użyciu komercyjnego programu ABAQUS/CAE w wersji 6.13-3 [42], który umożliwia modelowanie właściwości materiałów w zagadnieniach statycznych oraz dynamicznych. Następnie w celu weryfikacji wyników symulacji numerycznej zaproponowano nową metodę opartą na bezkontaktowym pomiarze drgań mechanicznych przy użyciu wibrometru laserowego. W pierwszym etapie zbudowano model numeryczny badanej belki oraz wyznaczono jej częstości własne dla zadanych charakterystyk materiałowych. W drugim etapie przeprowadzono badania na fizycznym obiekcie przy użyciu wibrometru laserowego PSV-500 firmy Polytec. Otrzymane rezultaty doświadczalne porównano z wynikami obliczeń numerycznych.

Celem niniejszej pracy jest sprawdzenie możliwości wykrywania uszkodzeń poprzez analizę częstości i amplitudy drgań struktur belkowych.

2. Analiza MES drgań własnych i wymuszonych belki

Przedmiotem analizy była jednostronnie utwierdzona belka wykonana ze stopu aluminium (izotropowa) w postaci profilu pełnego o wymiarach 20 x 5 x 800 mm, o gęstości $\rho=2720 \text{ kg/m}^3$, moduł Younga $E=70 \text{ GPa}$, liczba Poissona $\nu=0.33$.



Rysunek 1. Schemat belki wspornikowej z defektem [opracowanie własne]

Analizę numeryczną przeprowadzono w programie Abaqus/CAE w wersji 6.13-3 dla belki „zdrowej” (bez defektu) i uszkodzonej. W belce uszkodzonej wprowadzono sztuczny defekt w postaci lokalnego zmniejszenia grubości z 5mm do 3mm. Jego długość $a=80\text{mm}$ stanowiła 10% całkowitej długości belki, a współrzędna początku defektu licząc od miejsca zamocowania (Rysunek 1) wynosiła $x=40\text{mm}$.

Pierwszym krokiem w analizie numerycznej było wyznaczenie częstości drgań własnych belki. Następnie zbadano dynamiczne zachowanie się belki „zdrowej” i uszkodzonej oraz wyznaczono przemieszczenia swobodnego końca belki. Belkę modelowano w środowisku ABAQUS/CAE jako obiekt jednowymiarowy typu „wire” [15]. Zastosowano liniowe elementy skończone pierwszego rzędu typu B21 z biblioteki elementów skończonych ABAQUS Standard. Umożliwiają one m.in. uwzględnienie efektów ścinania. Do rozwiązania zagadnienia własnego użyto algorytmu Lanczosa. Uzyskane wartości częstości własnych dla belki „zdrowej” i uszkodzonej zebrano w Tabeli 1. Na podstawie uzyskanych częstości własnych dobrano częstość wymuszenia, tak aby uniknąć zjawiska rezonansu podczas analizy numerycznej przebiegów czasowych drgań wymuszonych obu modeli belek.

W związku z tym, że pierwsza częstość dla belki z defektem wyniosła $f_1^u = 4,43 \text{ Hz}$, dobrano częstość wymuszenia równą $f_e = 2\text{Hz}$ oraz próbkowanie $\Delta t = 0,02\text{s}$. Na całej długości belki zadano obciążenie okresowo zmiennym ciśnieniem o amplitudzie $P=1\text{kPa}$, zgodnie z zależnością:

$$p(t) = P \sin(2\pi f_e t) \quad (1)$$

Przebiegi czasowe drgań wymuszonych odpowiadające przemieszczeniom końca belki przedstawiono na Rys. 4 (drgania ustalone).

Pomiar drgań belki za pomocą wibrometru laserowego

Z punktu widzenia wiarygodności otrzymywanych wyników pomiarów ważne jest, aby sprzęt pomiarowy nie wpływał na badany obiekt. Aby zminimalizować m.in. wpływ aparatury pomiarowej na badany obiekt, przeprowadzono badania za pomocą wibrometru laserowego. Wibrometr laserowy zapewnia pomiar bezdotykowy drgań, dzięki czemu eliminuje się zakłócenia spowodowane masą czujników pomiarowych, wahaniami temperatur, sposobem mocowania itp. Ponadto pomiary mogą być wykonywane z dużej odległości. Do pomiarów wykorzystano trzy niezależne głowice pomiarowe wraz z kontrolerem PSV-500 firmy Polytec. Głowice te są wyposażone w wysokiej rozdzielczości układ optyczny i analizator, który analizuje odbity od obiektu badań promień lasera [1]. Ponadto jedna z głowic posiada kamerę wideo (Rysunki 2 i 3).



Rysunek 2. Głowice pomiarowe PSV-500 firmy Polytec [fot. własne]



Rysunek 3. Kontroler wibrometru PSV-500 firmy Polytec [fot. własne]

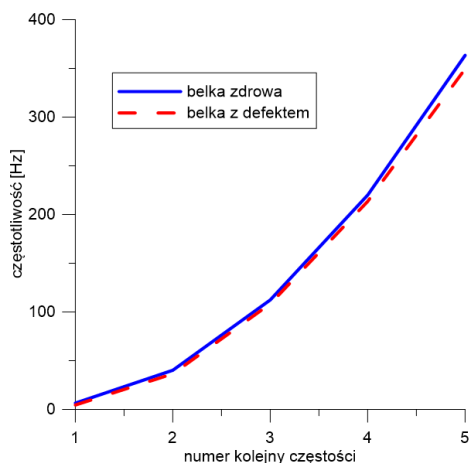
Dostępny zestaw umożliwia pomiary prędkości w zakresie $\pm 10 \frac{m}{s}$ w szerokim zakresie częstotliwości od 1Hz do 100kHz. Ponadto pomiary mogą być wykonywane z odległości od 42cm do kilkuset metrów od badanego obiektu.

Zasada działania wibrometru laserowego wykorzystuje zjawisko Dopplera, które polega na porównaniu długości fali wiązki światła laserowego odbitego od badanego obiektu i docierającego do fotodetektora ze znanym sygnałem referencyjnym. W sytuacji, gdy źródło fali lub odbiornik porusza się, częstotliwość fali zmienia się. Częstotliwość fali rośnie przy wzajemnym zbliżaniu się źródła i odbiornika, a maleje podczas oddalania. Mierząc te różnice częstotliwości, można bezpośrednio odczytać prędkość badanego obiektu. Dalsza cyfrowa obróbka sygnału pozwala uzyskać informacje o amplitudzie drgań, prędkości i widmie częstotliwościowym, a poprzez analizę sygnałów z wielu punktów pomiarowych znajdujących się na badanym obiekcie możliwe jest również przeprowadzenie analizy modalnej [1].

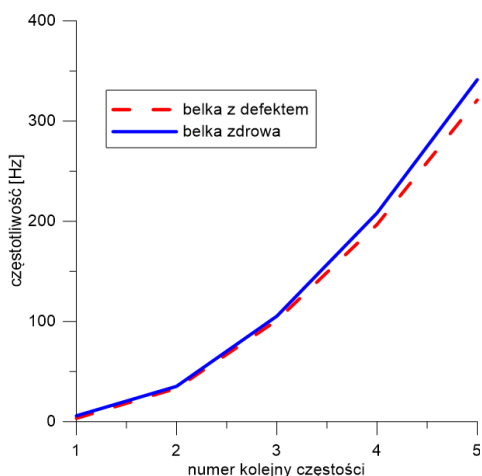
3. Dyskusja wyników symulacji i pomiarów stanowiskowych

Tabela 1 przedstawia wyniki obliczeń częstości drgań własnych belki bez defektu (zdrowej) oraz z defektem uzyskane w programie ABAQUS/CAE. Dla porównania w Tabeli 2 zaprezentowano wyniki pomiarów eksperymentalnych zmierzonych przy pomocy wibrometru laserowego. Uzyskano bardzo dobrą zgodność pomiędzy obydwoma metodami badawczymi, przez co potwierdzono słuszność przyjętych warunków przeprowadzenia eksperymentu naukowego.

a)



b)



Rysunek 4. Wykres kolejnych częstości belki zdrowej i uszkodzonej uzyskany w programie ABAQUS (a) oraz mierzonej wibrometrem laserowym (b) [opracowanie własne]

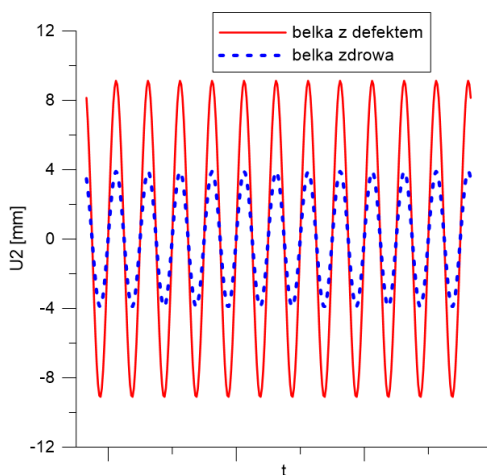
Tabela 1. Częstości własne belki zdrowej i z defektem otrzymane z symulacji w ABAQUS [opracowanie własne]

Numer kolejny częstości	Uzyskane częstości dla belki [Hz]:		Różnica względna [%]
	zdrowej	Z defektem	
f_1	6,40	4,43	30,78
f_2	40,11	36,43	9,17
f_3	112,29	108,26	3,59
f_4	219,94	213,44	2,96
f_5	363,36	349,42	3,84

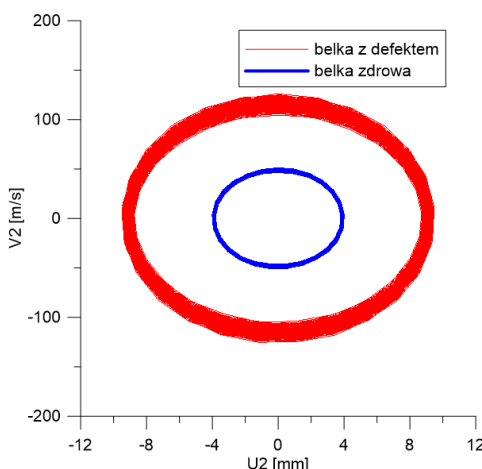
Tabela 2. Częstości własne belki zdrowej i z defektem otrzymane z eksperymentu [opracowanie własne]

Numer Kolejny częstości	Uzyskane częstości dla belki [Hz]:		Różnica względna [%]
	zdrowej	Z defektem	
f_1	5,75	3,25	43,48
f_2	35,25	33,25	5,67
f_3	105,25	101,00	4,04
f_4	208,25	196,75	5,52
f_5	341,25	321,00	5,93

Wykresy na Rysunku 4 przedstawiają bezpośrednie porównanie częstości własnych belki „zdrowej” i uszkodzonej otrzymanych metodą elementów skończonych w programie ABAQUS/CAE (Rysunek 4a) oraz zmierzonych przy użyciu wibrometru laserowego (Rysunek 4b). Jak widać, wpływ niewielkiego defektu ($a/L=10\%$) jest wyraźnie widoczny, zwłaszcza w zakresie wyższych częstości. Warto jednak zastosować inne metody porównania odpowiedzi dynamicznej obu belek w celu uzyskania większej „czułości” metody. Próbę taką podjęto w dalszej części niniejszej pracy.



Rysunek 5. Przebieg przemieszczenia swobodnego końca belki przy wymuszeniu ciśnieniem. Rezultaty własne otrzymane w programie ABAQUS/CAE [42]



Rysunek 6. Porównanie diagramów fazowych $V_2=f(U_2)$ dla belki „zdrowej” i uszkodzonej [opracowanie własne]

Rysunek 5 przedstawia porównanie przebiegów czasowych przemieszczenia z symulacji numerycznej, punktu końcowego belki przy wymuszeniu okresowo zmiennym ciśnieniem. Różnice amplitud drgań w okresie ustalonym są wyraźnie widoczne. Ta metoda analizy wpływu defektu na odpowiedź dynamiczną belki jest znacznie bardziej „czuła”, niż bezpośrednie porównanie częstości własnych, przedstawione na Rysunku 4.

Kolejnym sposobem analizy odpowiedzi dynamicznej belek jest zastosowanie tzw. diagramów fazowych (Rysunek 6), które uwzględniają zmiany przemieszczenia (U_2) i prędkości (V_2) wybranego punktu badanej struktury. Dzięki temu uzyskuje się bardzo klarowny obraz zmian dynamiki układu zawierającego defekt. Taka procedura analizy oparta na diagramach fazowych znana jest w dynamice nieliniowej. Tutaj, z sukcesem zaproponowano jej wykorzystanie do obrazowego przedstawienia różnic pomiędzy strukturą uszkodzoną i zdrową.

4. Wnioski

W niniejszej pracy zaprezentowano możliwości zastosowania wibrometru laserowego do pomiaru drgań mechanicznych belki wspornikowej. Wyniki pomiarów doświadczalnych wibrometrem laserowym porównano z rezultatami otrzymanymi przy zastosowaniu MES w programie ABAQUS. Wyniki uzyskane doświadczalnie za pomocą pomiarów wibrometrem są zbliżone z analizą MES co dowodzi słuszności przyjętego modelu numerycznego i założeń w pomiarach doświadczalnych. Występujące różnice pomiędzy metodami w większości przypadków nie przekraczają kilku procent.

Analiza wyników badań pozwala wnioskować że przedstawiona metoda oceny uszkodzeń w której wykorzystuje się topologię płaszczyzny fazowej oraz porównanie częstości drgań własnych struktury z uszkodzeniem i bez uszkodzenia jest skuteczna. Częstości drgań własnych zdrowej i uszkodzonej belki różnią się między sobą w zależności od postaci drgań, która jest analizowana. Różnica względna pomiędzy częstościami jest największa dla pierwszej częstości własnej, natomiast różnica bezwzględna jest największa dla wyższych częstości. Uzupełnieniem tej metody jest analiza płaszczyzny fazowej, na której obserwować można zmianę amplitudy i prędkości drgań jednocześnie. Prace nad metodą identyfikacji uszkodzeń będą kontynuowane dla nowoczesnych materiałów konstrukcyjnych takich jak kompozyty polimerowe wzmacniane włóknem. Ryzyko wystąpienia różnego rodzaju defektów w takich materiałach jest dość duże i dlatego będą one przedmiotem analizy w przyszłych pracach. Autorzy zamierzają również poszerzyć metodykę badawczą o analizę diagramów rekurencyjnych.

Podziękowania

Badania realizowane w ramach Projektu "Nowoczesne technologie materiałowe stosowane w przemyśle lotniczym", Nr POIG.01.01.02-00-015/08-00 w Programie Operacyjnym Innowacyjna Gospodarka (PO IG). Projekt współfinansowany przez Unię Europejską ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego.

Literatura

1. Cichon P., Stosiak M. *Zastosowanie wibrometru laserowego do pomiaru drgań stołu symulatora liniowego napędu hydrostatycznego*, Napedy i Sterowanie, 5 (2012), s. 66-72
2. Bathe K. J. *Computational fluid and solid mechanics 2003: Proceedings*, Second MIT Conference on Computational Fluid and Solid Mechanics, June 17-20, 2003. On the different behaviour of porous ceramic polycrystalline materials under tension and compression stress state, 1st ed., Elsevier, Amsterdam, Boston, 2003
3. Sirivedin S., Fenner D. N., Nath R. B., Galiotis C. *Effects of inter-fibre spacing and matrix cracks on stress amplification factors in carbon-fibre/epoxy matrix composites. Part I: planar array of fibres*, Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 34 (2003), s. 1227-1234
4. Sirivedin S., Fenner D. N., Nath R. B., Galiotis C. *Effects of inter-fibre spacing and matrix cracks on stress amplification factors in carbon-fibre/epoxy matrix composites, Part II: Hexagonal array of fibres*, Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 37 (2006), s. 1936-1943
5. Yu A., Gupta V. *Measurement of in situ fiber/matrix interface strength in graphite/epoxy composites*, Composites Science and Technology, 58 (1998), s. 1827-1837
6. Muc A., Stawiarski A. *Identification of damages in composite multilayered cylindrical panels with delaminations*, Composite Structures, 94 (2012), s. 1871-1879
7. Zahran O., Kasban H., El-Kordy M., El-Samie F. A. *Automatic weld defect identification from radiographic images*, NDT & E International, 57 (2013), s. 26-35
8. Zou Y., Du D., Chang B., Ji L., Pan J. *Automatic weld defect detection method based on Kalman filtering for real-time radiographic inspection of spiral pipe*, NDT & E International, 72 (2015), s. 1-9
9. Manoach E., Samborski S., Mitura A., Warminski J. *Vibration based damage detection in composite beams under temperature variations using Poincaré maps*, International Journal of Mechanical Sciences, 62 (2012), s. 120-132
10. Manoach E., Trendafilova I. *Large amplitude vibrations and damage detection of rectangular plates*, Journal of Sound and Vibration, 315 (2008), s. 591-606
11. Manoach E., Warminski J., Mitura A., Samborski S. *Dynamics of a composite Timoshenko beam with delamination*, Mechanics Research Communications, 46 (2012), s. 47-53
12. Manoach E., Warminski J., Mitura A., Samborski S. *Dynamics of a laminated composite beam with delamination and inclusions*, European Physical Journal Special Topics, 222 (2013), s. 1649-1664
13. Trendafilova I., Manoach E. *Vibration-based damage detection in plates by using time series analysis*, Mechanical Systems and Signal Processing, 22 (2008), s. 1092-1106
14. Krawczuk M., Żak A., Ostachowicz W. *Elastic beam finite element with a transverse elasto-plastic crack*, Finite Elements in Analysis and Design, 34 (2000), s. 61-73
15. Abarbanel H. D. I. *Analysis of Observed Chaotic Data*, Springer-Verlag, New York, 1996

16. Eckmann J. P., Kamphorst S. O, Ruelle D. *Recurrence Plots of Dynamical Systems*, Europhysics Letters, 4 (1987), s. 973-977
17. Elwakil A. S., Soliman A. M. *Mathematical Models of the Twin-T, Wien-bridge and Family of Minimum Component Electronic Chaos Generators with Demonstrative Recurrence Plots*, Chaos, Solitons & Fractals, 10 (1999), s. 1399-1412
18. Giuliani A., Manetti C. *Hidden peculiarities in the potential energy time series of a tripeptide highlighted by a recurrence plot analysis: A molecular dynamics simulation*, Physical Review E, 53 (1996), s. 6336–6340.
19. Gradisek J., Grabec I., Siegert S., Friedrich R. *Stochastic Dynamics of Metal Cutting: Bifurcation Phenomena in Turning*, Mechanical Systems and Signal Processing, 16 (2002), s. 831-840
20. Johnson M. A., Moon F. C. *Nonlinear Techniques to Characterize Prechatter and Chatter Vibrations in the Machining of Metals*, International Journal of Bifurcation and Chaos, 2 (2001), s. 449-467
21. Kecik K., Rusinek R., Warminski J. *Stability Lobes Analysis of Nickel Superalloys Milling*, International Journal of Bifurcation and Chaos, 21 (2011), s. 1-12
22. Litak G., Kaminski T., Rusinek R., Czarnigowski J., Wendeker M. *Patterns in the combustion process in a spark ignition engine*, Chaos Solitons and Fractals, 35 (2008), s. 578-585
23. Litak G., Rusinek R. *Dynamics of a stainless steel turning process by statistical and recurrence analyses*, Meccanica 47 (2012), s. 1517-1526
24. Litak G., Syta A., Rusinek R. *Dynamical changes during composite milling: recurrence and multiscale entropy analysis*, International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 56 (2011), s. 445-453
25. Manetti C., Giuliani A., Ceruso M. A., Webber C. L., Zbilut J. P. *Recurrence analysis of hydration effects on nonlinear protein dynamics: multiplicative scaling and additive processes*, Physics Letters A, 281 (2001), s. 317-323
26. Marwan N., Romano M.C., Thiel M., Kurths J. *Recurrence plots for the analysis of complex systems*, Physics Reports, 438 (2007), s. 237-329
27. Marwan N., Thiel M., Nowaczyk N. R. *Cross recurrence plot based synchronization of time series*, Nonlinear Processes Geophysics, 9 (2002), s. 325-331
28. Marwan N., Wessel N., Meyerfeldt U., Schirdewan A., Kurths J. *Recurrence-plot-based measures of complexity and their application to heart-rate-variability data*, Physical Review E, 66 (2002), s. 26702
29. Nayfeh A. H., Balachandran B. *Applied Nonlinear Dynamics - Analytical, Computational and Experimental Methods*, John Wiley & Sons, Inc, 1995
30. Nichols J.M., Trickey S.T., Seaver M. *Damage detection using multivariate recurrence quantification analysis*, Mechanical Systems and Signal Processing, 20 (2006), s. 421-437
31. Nichols J.M., Trickey S.T., Seaver M., Moniz L. *Use of Fiber-optic Strain Sensors and Holder Exponents for Detecting and Localizing Damage in an Experimental Plate Structure*, Journal of Intelligent Material Systems and Structures, 18 (2006), s. 51-67
32. Nomura Y., Morimoto D., Kusaka T., Furuta H. *Structural Damage Localization Based on Recurrence Plots of Chaotic Response Attractor*, Transactions

- of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C, 79 (2013), s. 4210-4222
33. Poincaré H. *Introduction*, Acta Mathematica, 13 (1890) 5-7
 34. Rusinek R. *Cutting process of composite materials: An experimental study*, International Journal of Non-Linear Mechanics, 45 (2010), s. 458-462
 35. Rusinek R. *Vibrations In Cutting Process Of Titanium Alloy*, Eksploatacja i Niezawodność - Maintenance and Reliability, 3 (2010), s. 48-55
 36. Rusinek R., Szymanski M., Warminski J., Zadrozniak M., Morshed K. *Vibrations in the Human Middle Ear*, Medical Science Monitor, 17 (2011), s. 372-376
 37. Rusinek R., Warminski J. *Attractor reconstruction of self-excited mechanical systems*, Chaos Solitons and Fractals, 40 (2009), s. 172-182
 38. Sato T., Tanaka Y. *Minor Damage Detection Using Chaotic Excitation and Recurrence Analysis*, Journal of Earthquake and Tsunami, 05 (2011), s. 259-270
 39. Thomasson N., Hoepfner T.J., Webber C.L., Zbilut J.P. *Recurrence quantification in epileptic EEGs*, Physics Letters A, 279 (2001), s. 94-101
 40. Zbilut J. P., Koebbe M., Loeb H., Mayer-Kress G. *Use of recurrence plots in the analysis of heart beat intervals*, in: [1990] *Computers in Cardiology*, Chicago, IL, USA, 23-26 Sept. 1990, s. 263-266
 41. Zolotova N. V., Ponyavin D. I. *Phase asynchrony of the north-south sunspot activity*, Astronomy & Astrophysics, 449 (2006), s. L1-L4
- Abaqus 6.13: analysis user's manual, DassaultSystemes, 2013

Tribological research of cobalt alloys used as biomaterials

Badania tribologiczne stopów kobaltu stosowanych jako biomateriały

Streszczenie

Poniższe opracowanie zawiera informacje dotyczące stopów kobaltu stosowanych w stomatologii oraz medycynie. Praca zawiera przegląd literatury opisujący ogólne właściwości stopów kobaltu. Opisano także wpływ warunków wytwarzania i wykorzystywanych dodatków stopowych na strukturę oraz właściwości mechaniczne tych stopów. W opracowaniu umieszczona została metodyka przeprowadzonych badań oraz uzyskane wyniki. Do badań wybrane zostały dwa stopy na osnowie kobaltu Co-Cr-Mo-W oraz Co-Cr-Ni-Mo. Pierwszy z nich wytworzony został techniką odlewniczą drugi natomiast wyniku obróbki plastycznej. Przeprowadzona została analiza składu chemicznego, a następnie badania tribologiczne in vitro zrealizowane na triboterście typu „ball-on-disc”. Przedstawiona została porównawcza charakterystyka tribologiczna tych stopów.

Abstract

This study provides information about the cobalt alloys used in dentistry and medicine. The work includes a review of the literature describing the general properties of cobalt alloys. In addition it describes the impact of the manufacturing conditions and alloy additives used, on the structure and mechanical properties of these alloys. The research methodology and the results obtained has been presented in the study. Two cobalt-based alloys Co-Cr-Mo-W and Co-Cr-Ni-Mo were selected for the tests. The first one was prepared with the use of casting technique whereas the second was obtained due to plastic forming. An analysis of the chemical composition and in vitro tribological tests with the use of tribotester of "ball-on-disc" type was conducted. Comparative tribological characteristics of these alloys has been presented.

Słowa kluczowe: Stopy kobaltu, biomateriały, tribologia

Keywords: Cobalt alloys, biomaterials, tribology

1. Wprowadzenie

Do najczęściej używanych stopów metali nieszlachetnych w medycynie i stomatologii należą stopy kobaltu z chromem. Powszechnie w stomatologii używane są do wykonywania koron, odlewania mostów, inlayów oraz na protezy szkieletowe [1-3]. Natomiast w medycynie stopy Co-Cr stosowane są głównie do produkcji endoprotez stawów biodrowych i kolanowych [4].

Stopy Co-Cr-Mo w stanie odlanym są używane na szeroką skalę w produkcji implantów wykonywanych przy użyciu technik wytapianych modeli.

¹ Politechnika Lubelska, Wydział Mechaniczny, robert.karpinski@pollub.edu.pl, Koło Naukowe Inżynierii Biomedycznej

² Politechnika Lubelska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej, m.walczak@pollub.pl

³ Politechnika Lubelska, Wydział Mechaniczny, joannasliwa92@wp.pl

Z uwagi na trudności w zakresie obróbki tych stopów oraz złożoność kształtów protez, proces ten obniża wysokie koszty operacji obróbki skrawaniem dzięki wytwarzaniu części, których wymiary są zbliżone do wymiarów finalnych [6]. Jednakże ta metoda wytwarzania prowadzi do niskich właściwości mechanicznych w porównaniu do innych procesów produkcyjnych takich jak metalurgia proszków [7] albo kucie [8].

Komorek i współ. [9] badali wpływ warunków wytwarzania, na jakość odlewów stomatologicznych wykonanych metodą odsrodkową w atmosferze powietrza oraz odlewania ciśnieniowo-próżniowego w atmosferze argonowo-wodorowej. Stwierdzili oni, że zastosowanie odlewania ciśnieniowo-próżniowego zapewniło dobrą czystość metalurgiczną odlewów. Badania strukturalne nie ujawniły w tych próbkach rzadzisz oraz pustek. Natomiast odlewanie w atmosferze powietrza spowodowało natomiast wystąpienie licznych rzadzisz, występujących szczególnie w strefie odcinka pomiarowego próbek wytrzymałościowych.

Interesującą alternatywę dla odlewów i stopów do przeróbki plastycznej stwarza tu technika metalurgii proszków [10-13]. Pozwala ona wyeliminować szereg wad typowych dla odlewniczych i przerabianych plastycznie implantów metalicznych, m.in. ograniczyć mikrosegregację oraz zmniejszyć ilość bądź zwiększyć dyspersję wydzielen obcych faz (głównie węglików). Dobór odpowiednich klas ziarnowych proszku pozwala na zwiększenie drobnoziarnistości struktury, korzystnej z punktu widzenia właściwości mechanicznych takich materiałów [12, 14, 15]. Według Henriques'a [16] metalurgia proszków stanowi alternatywną metodę w produkcji koron dentystrycznych w stosunku do odlewania, gdyż prasowane na gorąco próbki charakteryzują się znacznie większą twardością niż odlewane (odpowiednio $438 \pm 24\text{HV}$ i $324 \pm 8\text{HV}$), a ponadto wykazują lepszą odporność na korozję.

Jak wiadomo, do głównych wad występujących w stanie odlanym należą: porowatość, niejednorodność chemiczna, duża wielkość ziarna a także mikrostruktura zawierająca twarde substancje wytracone w strefach międzydendrytycznych [17, 18]. Ponadto niejednorodności morfologii węglików, a także ich wielkość oraz rozkład mogą prowadzić do niskiej ciągliwości oraz niskiej wytrzymałości zmęczeniowej [6].

Niemniej jednak możliwa jest poprawa właściwości mechanicznych przy użyciu technik obróbki cieplnej na drodze rozpuszczania dużej sieci węglików oraz stworzenia struktury bardziej jednorodnej. Wykazano [19], że w wyniku rozpuszczenia struktury dendrytycznej uzyskano własności izotropowe, w szczególności w zakresie odkształceń plastycznych.

1.1. Struktura

Wiele właściwości stopów kobaltu wynika z jego krystalograficznej budowy [20]. Czysty kobalt posiada strukturę heksagonalną ciasno upakowaną

(hcp) w temperaturze pokojowej oraz wykazuje transformację alotropową do postaci struktury regularnej płasko centrowanej (fcc) w temperaturze 400 °C. Dodatek pierwiastków stopowych takich jak chrom (Cr) oraz wolfram (W) zwiększa tę temperaturę transformacji [6].

Zawartość węgla w standardowych odlewniczych stopach kobaltu wg norm ASTM może osiągnąć 0,35% i jest ona określana jako maksymalna [21,22]. Typowe stopy noszące miano wysokowęglowych zawierają zazwyczaj ok 0,15÷0,25% C [22,23]. Natomiast według danych literaturowych zawartość stopów określanych mianem niskowęglowych wynosi zazwyczaj poniżej 0,07% C [24], a według innych danych nawet poniżej 0,06% C [23]. Marciniak i współ. [1] podają, że stopy stosowane w stomatologii są stopami niskowęglowymi. W stopach kobaltu dla stomatologii występują dodatki Mo i W, które wpływają na umocnienie roztworu stałego [20,21]. Stąd też, obok popularnej grupy stopów Co-Cr-Mo stosowane są stopy stomatologiczne Co-Cr-W-Mo oraz Co-Cr-Mo-W. Stopy, które zawierają wolfram cechują się w porównaniu do stopów Co-Cr-Mo, niższą grubością warstwy utlenionej podczas wypalania ceramiki [25], co w końcowym efekcie sprzyja trwałszemu połączeniu układu metal-ceramika. Obecność Cr w stopach Co-Cr-Mo zapewnia odporność na korozję. Dodatkowo molibden pomaga obniżyć współczynnik rozszerzalności, co nie jest bez znaczenia w przypadku stopów stosowanych do uzupełnień metalowo-ceramicznych [16].

Potencjalnie uznaje się, że w stopach kobaltu, w zależności od składu chemicznego i warunków przetwarzania mogą powstać węgliki o zróżnicowanej budowie -od MC poprzez $M_{23}C_6$, M_6C , M_3C_2 aż do M_7C_3 . Jednak w stopach znajdujących przemysłowe wykorzystanie najbardziej prawdopodobne jest powstanie węglików $M_{23}C_6$, M_6C i M_7C_3 [26]. W stanie lanym cząstki węglików wykazują dwoistą budowę – występują w postaci wydzieleni masywnych (ciągłych) lub w formie wydzieleni płytkowych (lamelarnych) [27].

Stopy na bazie kobaltu wykazują metastabilną osnowę dendrytyczną α -fcc z powodu powolnego charakteru transformacji fcc \rightarrow hcp [28], a także substancji wytrąconej złożonej głównie z węglików $M_{23}C_6$ międzymetalicznej fazy σ a także fazy płytkowej złożonej z płytek międzywarstwowych węglika $M_{23}C_6$ a także z fazy, której dotychczas jasno nie zidentyfikowano, ewentualnie fazy σ , obydwu faz α oraz σ oraz α albo M_6C faz węglików, co zaproponowało kilku autorów [29-33]. Ta struktura płytkowa powstaje w trakcie chłodzenia w temperaturach poniżej 990 °C, stwierdzono, że jest to najbardziej niekorzystna cecha mikrostruktury [34] ponieważ po rozpuszczeniu tej substancji wytrąconej na granicy ziarna następuje poprawa trwałości zmęczeniowej [6].

Wytrącanie węglika na granicach ziarna oraz regiony międzydendrytyczne stanowią główny mechanizm wzmacniający w stanie odlanym [35]

ale także przez oddziaływania dyslokacji z przecięciami błędu ułożenia [36,37]. Gruboziarniste węgliki w formie bloków spełniają ważną rolę jako źródła dyslokacji oraz błędów ułożenia po przyłożeniu naprężenia [37]. Z uwagi na specyficzne niskie prędkości chłodzenia w procesie produkcji, możliwe jest jednoczesne istnienie dwu morfologii węglików tzn. „typu blokowego” oraz typu „perlitycznego” w wyniku reakcji eutektycznej [38,39]. Inni autorzy stwierdzili, że powstawanie płytkowych węglików „eutektoidalnych” ma miejsce w zakresie prędkości chłodzenia od 8 do 16 °C/min [40] a na podstawie wcześniejszych wyników ustalono, że maksymalna prędkość chłodzenia umożliwiająca wytrącanie fazy eutektycznej wynosi 35 °C/min [29]. Stwierdzono także wzrost wielkości substancji wytrącanej oraz gęstości zarówno fazy blokowej jak i płytkowej wraz z zawartością węgla [39], przy czym nie miało to istotnego wpływu na ciągliwość.

Z drugiej strony analiza metalograficzna wykazała [6], iż zawartość azotu ma niewielki wpływ na wielkość ziarna. Kiedy zawartość azotu wzrasta, sprzyja to powstawaniu drobniejszych ziaren węglików M_6C zamiast węglików $M_{23}C_6$ mających tendencję do gromadzenia się na granicach ziarna. W przypadku obecności w roztworze, azot może oddziaływać jako umacniacz roztworu stałego, co powoduje poprawę właściwości mechanicznych [8], kosztem innych własności, które często okazują się niewystarczające aby spełnić wymagania normy ASTM F75 [6].

Kilner i współ. [41], sugerowali możliwość wytrącania węgla M_7C_3 podczas krzepnięcia stopu ASTM F75 oraz jego rozpuszczania na drodze dyfuzji w trakcie chłodzenia, ponieważ nie zaobserwowano tego w temperaturze pokojowej. Clemow and Daniell [42] stwierdzili, że reakcje podczas operacji obróbki cieplnej roztworu w temperaturach powyżej 1300 °C obejmowały topienie węgla oraz że początkowo obecny w stopie węgiel $M_{23}C_6$ wykazywał tendencję do transformacji do postaci węgla M_6C oraz fazy σ . Istotny jest fakt, iż ten typ obróbki cieplnej wymaga precyzyjnej regulacji zmiennych występujących w procesie z powodu wąskiego zakresu temperatur, w których ma miejsce rozpuszczanie węgla [43].

Z drugiej strony, Opris i współ. [28] stwierdzili obecność kompleksowej kombinacji węglików Co_3Mo/W_3C , $M_{23}C_6$ oraz Cr_7C_3 osadzonych w osnowie o bogatej zawartości Co, - ponieważ węgliki metalu mogą w rzeczywistości mieć skład potrójnego roztworu stałego ternary [44]. Oprócz faz międzydendrytycznych, należy unikać niektórych z nich, ponieważ mają negatywny wpływ na niektóre właściwości mechaniczne, występuje mikrosegregacja, co ewentualnie sprzyja powstawaniu faz nierównowagi [38].

W stopach kobaltu występują międzymetaliczne fazy o topologicznie zwartej upakowanej strukturze z ang. topologically closed-packed structure [45-47], takie jak wcześniej przytoczona faza σ , Lavesa (o wzorze stechiometrycznym A_2B), faza π (krystalizująca w układzie tetragonalnym) i faza μ

(identyfikowana jako faza Co_7Mo_6 [45,48]) [20]. Według Górnego [20] fazy te tworzyć się mogą przeważnie w niskowęglowych stopach Co, gdzie stosunek zawartości metali trudnotopliwych i Cr do łącznej zawartości Co i Cr przekracza graniczną rozpuszczalność w austenicie w danej temperaturze.

Możliwa jest także modyfikacja mikrostruktury stopów kobaltu w stanie odlanym w wyniku zmiany pierwiastków stopowych. Zastąpienie wolframu taką samą ilością molibdenu powoduje poprawę ciągliwości, zwiększa zakres krzepnięcia oraz zmienia morfologię wytrąconej substancji przez segregację [29] wytwarzając dodatkowe ilości węglików eutektycznych [6].

Jednocześnie wzrost zawartości wolframu zmniejsza gęstość błędu ułożenia oraz jednocześnie zwiększa frakcję objętości związku międzymetalicznego σ w stopach Co–Cr–Mo [49]. Podobne zachowanie stwierdzili Zhuang i współ. [50] w przypadku dodatków niklu. Dodanie stabilizatorów fazy fcc, takich jak Fe, Ni, Mn oraz C, ułatwia retencję fcc w temperaturze pokojowej w wyniku spowolnienia transformacji $\text{fcc} \rightarrow \text{hcp}$ [6].

Odlewane stopy Co–Cr–Mo są poddawane obróbce cieplnej w celu wyeliminowania wad odlewniczych oraz poprawy własności mechanicznych [51]. W związku z tym zachowanie węglików utworzonych w stopach Co–Cr–Mo podczas obróbki cieplnej było przedmiotem niektórych badań [19,29,31,34,39,41–43,52,53]. Wiele badań skupiało się na charakterystyce rozpuszczania węglików w trakcie procesu rozpuszczania [19,29,31,34,39,41–43]. Znajomość wytrącania lub rozpuszczania węglików ma zasadnicze znaczenie dla ustalenia efektywnego oraz ekonomicznego procesu produkcji stopów Co–Cr–Mo [51].

Odlewnicze stopy podlegają przeważnie przesycaaniu, ale w celu usuwania naprężeń mogą podlegać wyżarzaniu odprężającemu. Natomiast normalne wyżarzanie przeprowadza się w temperaturze 760 °C i prowadzi ono do zwiększenia tworzenia oddzielnych cząstek węgliku Cr_{23}C_6 . Wyższe temperatury wyżarzania mogą spowodować iglaste i/lub płytkowe wydzielenia opisane powyżej [20].

Właściwe przesycaanie jest rzadko stosowane. Pozwala na uzyskanie znaczących efektów w mikrostrukturze przy temperaturach powyżej 1175 °C; przeważnie są to temperatury ok. 1205÷1260 °C. Natomiast starzenie przeprowadza się poniżej 760 °C. Nie mniej jednak obróbkę cieplną dostosowuje się do konkretnych stopów i efektów jakie chce się uzyskać [20].

Badania Montero-Ocampo i współ. [19] dotyczące wstępnego podgrzewania różnych stopów Co–Cr–Mo–C poddawanych następnie pełnej obróbce normalizującej na końcową wytrzymałość i ciągliwość odlewów wykazały znaczną poprawę właściwości mechanicznych w stosunku do własności materiału niepoddanego obróbce.

Zmiana temperatury odlewania nawet o ok. $10 \pm 20^\circ\text{C}$ w stosunku do tego, co zaleca producent dentystycznych stopów może powodować zmianę właściwości mechanicznych odlewu. Reimann i Dobrzański [54] badali wpływ temperatury odlewania na właściwości mechaniczne komercyjnych stopów Remanium 2000+ i Wirobond LFC. Wykazali oni, że jeżeli następuje wzrost temperatury odlewania, to zmienia się granica plastyczności i wytrzymałości na ściskanie w porównaniu do wartości uzyskanych dla temperatury domyślnej z danej instrukcji podawanej przez producenta stopów. Uzyskana umowna granica plastyczności była mniejsza o około 10%, a wytrzymałość na ściskanie około 25%.

Odporność na procesy tribologiczne stopów na osnowie kobaltu w głównej mierze zależy od struktury i sposobu kształtowania materiału, a także ośrodka w jakim przebywają [55, 56]. Według Iijima i współ. [57] współczynnik zużycia jest ważnym czynnikiem określającym właściwości tribologiczne materiałów stosowanych w medycynie i stomatologii. Dodatkowo autorzy [57] zwracają uwagę, że w większości prac badawczych dotyczących biomateriałów naukowcy zbyt bardzo skupiają się na badaniu właściwości wytrzymałościowych i korozyjnych, a pomijają właściwości tribologiczne.

Dlatego też, celem naukowym tej pracy była porównawcza charakterystyka tribologiczna w warunkach *in vitro* dwóch stopów na osnowie kobaltu wytworzonych techniką odlewniczą i w wyniku obróbki plastycznej.

2. Metodyka badań

Do badań wybrano dwa różne stopy na osnowie kobaltu stosowane jako biomateriały. Stop Co-Cr-Mo-W wytworzony był w wyniku odlewania próżniowo-ciśnieniowego techniką wytapianych modeli, natomiast stop Co-Cr-Ni-Mo uzyskany był w wyniku obróbki plastycznej z jednokrotnie walcowanej blachy. Próbki użyte do badań posiadały kształt krążków o średnicy \varnothing 25 mm i grubości 2 mm. Podano je szlifowaniu na wodnych papierach ściernych o ziarnistości odpowiednio 220, 600 i 1200. Następnie próbki polerowano mechanicznie przy użyciu zawiesziny diamentowej $3 \mu\text{m}$ i zawiesziny tlenków $0,05 \mu\text{m}$, a po zakończeniu polerowania przemywano je acetonem i suszono.

Analizę składu chemicznego wykonano na iskrowym spektrometrze emisyjnym Q4 Tasman 130 (Bruker, Niemcy). Badania realizowano na globalnym kanale badawczym Co100, w którym dokonano po 5 analiz (iskrzeń) dla każdej z próbek.

Badania tribologiczne *in vitro* zrealizowano na tribotesterze typu „ball-on-disc” firmy CSM Instruments, w temperaturze 37°C w roztworze Ringera (firmy Braun). Jako przeciwpróbki (ball) użyto kulek o średnicy 6 mm wykonanych z Al_2O_3 o twardości 2000HV (firmy CSM Instruments). Badania

realizowano pod obciążeniem 10N z prędkością liniową 1,88 cm/s na promieniu 4,5 mm. Całkowita droga testu wynosiła 100 m podczas, której rejestrowano zmianę współczynnika tarcia. Miarą zużycia był ubytek objętościowy próbki powstały, jako ślad wytarcia w wyniku współpracy próbki i przeciwpróbki. W tym celu za pomocą profilometru stykowego Dektak 150 firmy Veeco Instruments, po obwodzie próbki (w 10 miejscach) mierzono pole profilu wytarcia próbki. Promień zaokrąglenia igły pomiarowej wynosił 2 μ m. Zużycie objętościowe wyznaczono, jako iloczyn średniej wartości pola wytarcia próbki i obwodu koła śladu wytarcia powstałego w teście ball-on-disc. Dodatkowo jako porównawczą miarę zużycia, która uwzględniałaby obciążenie oraz przebieg dystansu stosowany podczas testu wyznaczono tzw. współczynnik zużycia K [55]:

$$K = \frac{\text{Zużycie objętościowe}}{\text{Siła obciążająca} \times \text{droga testu (dystans)}} [\text{mm}^3 \text{N}^{-1} \text{m}^{-1}] \quad (1)$$

3. Rezultaty i wyniki badań

Wyniki (średnia \pm SD)analizy składu chemicznego badanych materiałów przedstawiono w tabeli 1. Warto zwrócić uwagę, że producenci nie wykazują w swoich danych informacji o stężeniach pierwiastków poniżej 1%. Zawartość węgla w zakresie 0,007÷0,069% wskazuje, że analizowane materiały należą do grupy stopów niskowęglowych. W przypadku odlewanego stopu Co-Cr-Mo-W obserwuje się wyższą zawartości węgla w porównaniu do stopu walcowanego Co-Cr-Ni-Mo, co może dodatkowo determinować wzrost twardości dla tej grupy materiałów. Według Karaali i współ. [49] zarówno w stopach kobaltu dla medycyny jak i stomatologii mogą się tworzyć węgliki takie jak MC, M_7C_3 , $M_{23}C_6$ oraz M_6C .W przypadku stopu Co-Cr-Mo-W odnotowano wyższą zawartość molibdenu i wolframu. Molibden i wolfram powoduje umocnienie roztworu stałego stopu oraz Mo może powodować dodatkowo tworzenie się faz międzymetalicznych [20,21]. Dodatkowo większa zawartość Mo sprzyja większej odporności na korozję wze-rową [58], a na powierzchni stopu tworzyć się mogą korzystne tlenki MoO_3 [59]. W przypadku walcowanego stopu Co-Cr-Ni-Mo duża zawartość Ni może wpływać uczulająco na pacjentów – co poświadczają dane literaturowe [60].

Tabela 1. Skład chemiczny badanych stopów (mas. %)

Stop	C	Si	Mn	P	S	Cr	Mo	Ni
Odlewany Co-Cr-Mo-W	0,06 ₉	1,189	0,137	0,008 ₆	<0,00 ₂	21,3 ₈	8,538	0,21 ₃
SD	0,00 ₈	0,018	0,003	0,001	-	0,51 ₁	0,008	0,00 ₃
Walco- wany Co-Cr-Ni-Mo	0,00 ₇	0,210	0,015	<0,00 ₁	<0,00 ₂	20,8 ₂	3,437	20,5 ₅
SD	0,00 ₁	0,005	0,001	-	-	0,52 ₃	0,052	0,10 ₂
Stop	W	Fe	Al	Cu	Nb	N	Ti	Co
Odlewany Co-Cr-Mo-W	4,59 ₉	0,003 ₉	0,045	0,008 ₈	<0,00 ₅	0,20 ₄	0,004 ₅	63,5 ₇
SD	0,11 ₂	0,001	0,019	0,007	-	0,06 ₉	0,000 ₃	0,30 ₃
Walco- wany Co-Cr-Ni-Mo	0,05 ₄	0,568	0,002	0,014	0,373	0,08 ₀	0,017	54,7 ₉
SD	0,009	0,025	0,000 ₅	0,001	0,005	0,03 ₄	0,000 ₇	0,45 ₅

Testy badań tribologicznych w roztworze Ringera wykazały wyższy średni współczynnik tarcia dla materiału odlewane (tabela 2 i rys. 1). Sytuacja taka zwiana jest z twardością materiałów. Zmierzona średnia twardość odlewane stopu Co-Cr-Mo-W wyniosła 370 ± 8 HV10, a przerobione go plastycznie stopu Co-Cr-Ni-Mo 325 ± 3 HV10.

Według [55] zużycie ściernie stopów kobaltu determinowane jest przez twarde cząsteczki węgla lub twarde występy, które są dociskane przez przeciwpróbkę, a następnie przesuwają się względem współpracujących powierzchni. Dane literaturowe [23] wskazują, że wysokowęglowe stopy Co-CrMo zużywają się znacznie słabiej niż stopy niskowęglowe. Tendencja taka

wynika stąd, że CoCrMo o niskiej zawartości węgla charakteryzują się niskim udziałem objętościowy węglików. Wpływ na wartość współczynnika tarcia ma środowisko (ośrodek płynny), który stykając się z aktywną powierzchnią wchodzi z nią w interakcję. I tak na przykład środowisko 0,36% NaCl powoduje podwyższenie współczynnika tarcia dla odlewniczych wysokowęglowych stopów kobaltu, obniżenie dla niskowęglowych [55]. Natomiast w innym medium, – w 50% surowicy bydłowej lub Dulbecco's Modified Eagle's Medium trend ten jest całkowicie odwrotny.

Wielkość uzyskanych przez autorów tego artykułu współczynników tarcia jest zbliżona do danych literaturowych [55], gdzie badania były prowadzone dla stopów wysokowęglowych (na poziomie $\mu=0,19\div0,25$) i dla niskowęglowych (na poziomie $\mu=0,27\div0,28$) w różnych ośrodkach płynnych.

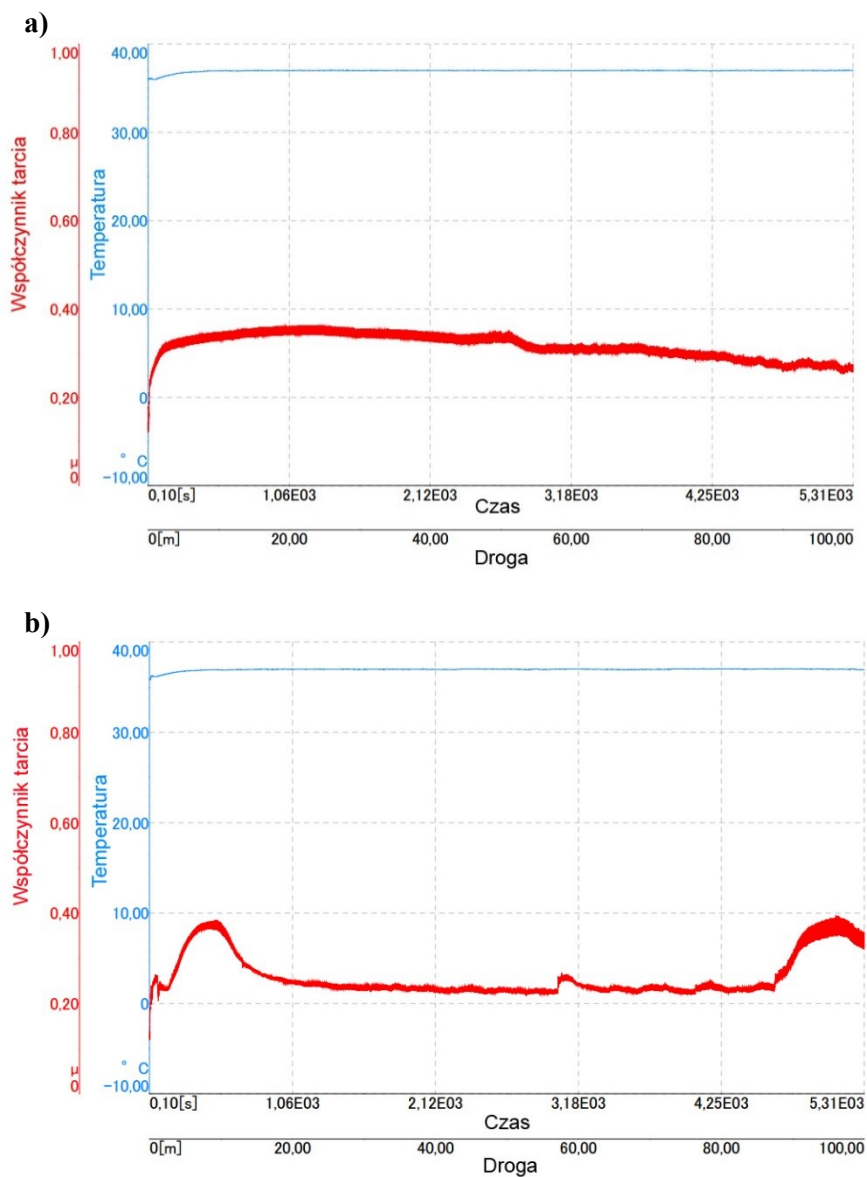
Tabela 2. Zestawienie wyznaczonych wartości współczynników tarcia badanych materiałów we współpracy z przeciwpróbką z Al_2O_3

Material	Średni współczynnik tarcia μ	Odchylenie standardowe
Odlewany Co-Cr-Mo-W	0,317	0,028
Walcowany Co-Cr-Ni-Mo	0,260	0,047

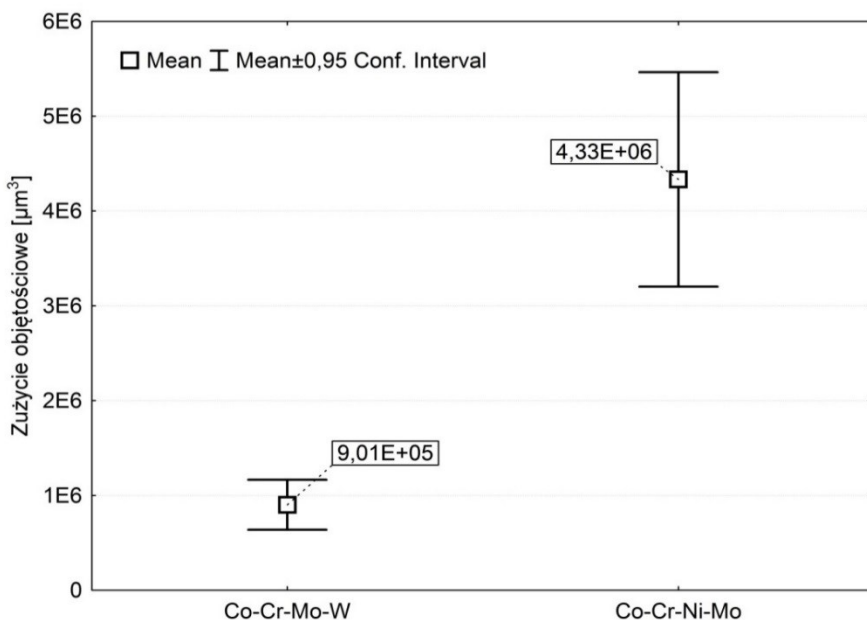
Na rys. 2 przedstawiono zmiany zużycia objętościowego badanych materiałów. Wynika z niego, że stop odlewniczy Co-Cr-M-W charakteryzuje się o ponad czterokrotnie mniejszym zużyciem. Wyższemu współczynnikowi tarcia towarzyszy mniejsze zużycie w teście tribologicznym ball-on-disc.

Analiza statystyczna testem Shapiro-Wilka pomiaru zużycia objętościowego wykazała, że otrzymane wyniki nie mają rozkładu normalnego $p=<0,05$. Natomiast test istotności U Manna-Whitneya (dla $\alpha=0,05$) wykazał, że różnice w zużyciu są istotne statystycznie ($p<0,05$) pomiędzy dwoma badanymi materiałami (dla których $p=0,00077$).

Dla obu materiałów wyznaczono wartości współczynników zużycia i tak dla odlewane go stopu CoCr-Mo-W współczynnik $K=9,01\times10^{-7}mm^3N^{-1}m^{-1}$, a dla stopu CoCr-Ni-Mo po obróbce plastycznej $K=4,33\times10^{-7}mm^3N^{-1}m^{-1}$.



Rys. 1. Wykres zmian współczynnika tarcia w funkcji przebytej drogi przy obciążeniu 10N dla materiałów: (a)odlewany Co-Cr-Mo-W, (b) walcowany Co-Cr-Ni-Mo.

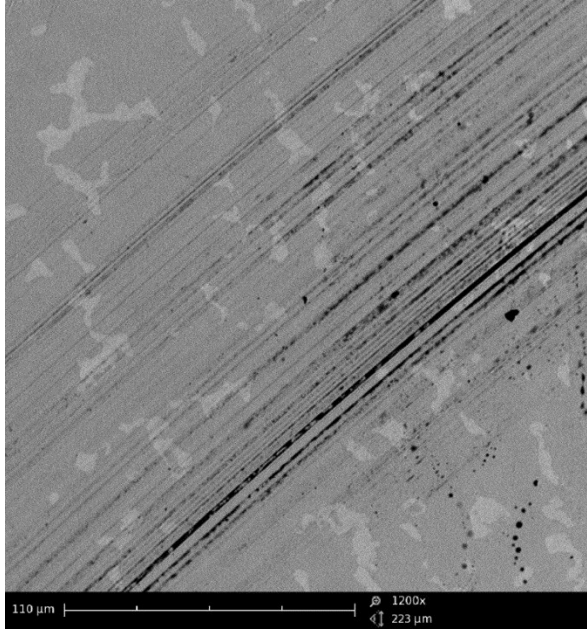


Rys. 2. Wykres zużycia objętościowego badanych materiałów uzyskany na dystansie 100 m

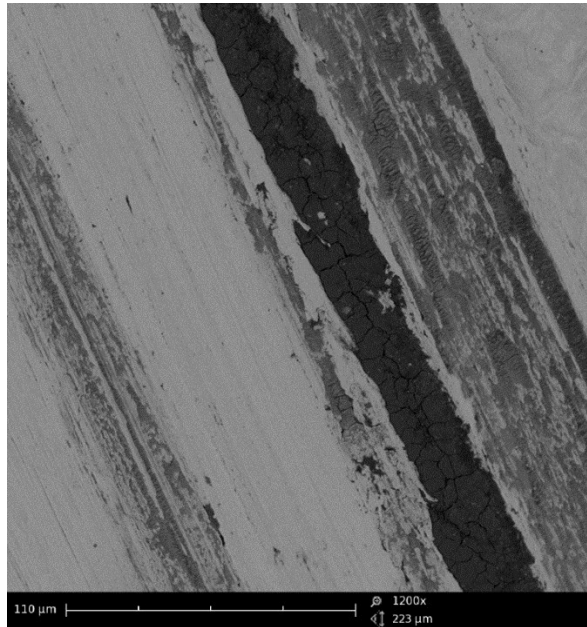
Analiza powierzchni torów po testach tribologicznych – zdjęcia SEM (rys. 3) wskazują na abrazyjny mechanizm zużycia. Wydzielenia twardego węglików w przypadku odlewniczego stopu Co-Cr-Mo-W stanowią naturalną przeszkodę dla materiału przeciwpróbki. Dominującym czynnikiem w przypadku obu materiałów jest mikroskrawanie w postaci ciągłych rys wzdłuż śladów zużycia oraz zużycie ściernie. Intensyfikacja procesu zużycia zachodzi poprzez dodatkowe oddziaływanie luźno przetaczających się twardej fazy (szczególnie widoczne w przypadku stopu Co-Cr-Ni-Mo) między współpracującymi powierzchniami próbki i przeciwpróbki z powierzchniami trącymi. Zachowanie takie determinuje zwiększenie efektu abrazyjnego zużycia badanych stopów. Przetaczające się węglik powodują powstawanie zarysowań na powierzchni współpracującej próbki lub plastyczną deformację fragmentów osnowy pozostawiając charakterystyczne ślady w postaci bruzd.

Autorzy prac [24,55], także potwierdzają w swoich badaniach, że zużycie abrazyjne stanowi dominujący czynnik powodujący niszczenie warstwy wierzchniej odlewniczych stopów CoCrMo.

a)



b)



Rys. 3. Mikrostruktura SEM śladu zużycia: (a) odlewany Co-Cr-Mo-W,
(b) walcowany Co-Cr-Ni-Mo.

4. Podsumowanie

Badania składu chemicznego wykazały, że stop odlewniczy Co-Cr-Mo-W charakteryzuje się nieco wyższą zawartością węgla, co przekłada się na większą twardość tego stopu niż stopu Co-Cr-Ni-Mo. Generalnie obydwa materiały kobaltowe należą do grupy stopów niskowęglowych. Uzyskany w teście tribologicznym ball-on-disc niższy współczynnik tarcia dla walcowanego stopu Co-Cr-Ni-Mo przekłada się na większe zużycie. Porównując właściwości obydwu materiałów to w przypadku doboru materiałów na biomateriały, które będą pracowały w warunkach zużycia tribologicznego lepiej sprawdzi się stop odlewniczy Co-Cr-Mo-W.

5. Literatura

1. J. Marciniak, M. Kaczmarek, A. Ziembowicz, *Biomateriały w stomatologii*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2008.
2. L.A. Dobrzański, Ł. Reimann, C. Krawczyk, Effect of age hardening on corrosion resistance and hardness of CoCrMo alloys used in dental engineering, *Archives of Materials Science and Engineering*, Vol. 57/ Issue 1 (2012) 5-12.
3. L.A. Dobrzański, Ł. Reimann, Influence of Cr and Co on hardness and corrosion resistance CoCrMo alloys used on dentures, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering* 49/2 (2011) 193-199.
4. B. Surowska, *Kształtowanie składu chemicznego i struktury stopów Co-Cr-Ni-Mo jako biomateriałów*. Wydawnictwo Uczelniane Politechniki Lubelskiej, ISBN 83-87270-46-6, Lublin 1997, 134 s.
5. H. Leda, *Materiały inżynierskie w zastosowaniach biomedycznych*. Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2012.
6. J.V. Giacchi, C.N. Morando, O. Fornaro, H.A. Palacio, Microstructural characterization of as-cast biocompatible Co-Cr-Mo alloys, *Materials Characterization*, 62 (2011) 53-61.
7. M. Grądzka-Dahlke, J.R. Dąbrowski, B. Dąbrowski, Modification of mechanical properties of sintered implant materials on the base of Co-Cr-Mo alloy, *Journal of Materials Processing Technology*, 204 (2008) 199-205.
8. J. Escobedo, J. Méndez, D. Cortés, J. Gómez, M. Méndez, H. Mancha, Effect of nitrogen on the microstructure and mechanical properties of a CoCrMo alloy, *Mater Des*, 17 (1996) 79-83.
9. Z. Komorek, S. Józwiak, M. Kuchta, Wpływ warunków wytwarzania na właściwości mechaniczne stopu stomatologicznego Co-Cr-Mo-C, *Archiwum Odlewnictwa*, Vol. 6, No. 18 (2006) 279-282.
10. B.S. Becker, J.D. Bolton, M. Youseffi, Production of porous sintered Co-Cr-Mo alloys for possible surgical implants application, *Powder Metallurgy*, 3 (1995) 201-208.
11. J.R. Dąbrowski, Z. Oksiuta, Porowaty materiał implantacyjny z proszku stopu Vitalium, *Inżynieria Materiałowa*, 4 (2000) 174-179.

12. J.R. Dąbrowski, J. Sidun, Sz. Piszczatowski, J. Sterna, Porowate kompozyty ceramiczno-metaliczne na bazie stopu Co-Cr-Mo – potencjalne biomateriały na implanty kostne, *Kompozyty*, 2/4 (2002) 167-170.
13. E. Krasicka-Cydzik, Z. Okisiuta, J.R. Dąbrowski, Corrosion testing of sintered samples made of the Co-Cr-Mo alloy for surgical applications. *Journal Materials Science: Materials in Medicine*, 2005; 16: 197-202.
14. Cordey J., *Biofunctionality and biomechanics of implant*, (w:) *Biomaterials-hard tissue repair and replacement*, Elsevier Science Publ. 1992, 235-245.
15. Marciniak J., *Biomateriały w chirurgii kostnej*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 1992.
16. B. Henriques, Bond strength enhancement of metal-ceramic dental restorations by FGM design, *Tese de Doutoramento Engenharia Mecânica, Universidade do Minho Escola de Engenharia, Minho, 2012*. - różowa książka
17. J. Campbell, *Castings: The new metallurgy of cast metals*. 2nd edition. Oxford/GB: Elsevier Science & Technology; April 2003.
18. D.M. Stefanescu, *Science and engineering of casting solidification*. 2nd edition. USA: Springer US; 2009.
19. C. Montero Ocampo, M. Talavera, H. Lopez, Effect of alloy preheating on the mechanical properties of as-cast CoCrMoC alloys, *Metall Mater Trans A*, 30 (1999) 611–620.
20. Z. Górny, *Odlewnicze stopy kobaltu*, Instytut Odlewnictwa, Kraków, 2008
21. M. Podrez-Radziszewska, K. Haimann, W. Dudziński, M. Morawska-Sołtysik, Characteristic of intermetallic phases in cast dental CoCrMo alloy, *Archives of Foundry Engineering*, Vol. 10, Issue 3 (2010) 51-56.
22. J.E.P. Metcalf, J. Cawley, T.J. Band, *Cobalt Chromium Molybdenum Metal-on-Metal Resurfacing Orthopaedic Hip Devices*, *Business Briefing: Medical Device Manufacturing & Technology*, 2004, 1-7.
23. Yan Y., Neville A., Dowson D., Tribo-corrosion properties of cobalt-based medical implant alloys in simulated biological environments, *Wear*, Vol. 263 (7-12), (2007) 1417-1422.
24. C. Balagna, S. Spriano, M.G. Faga, Characterization of Co–Cr–Mo alloys after a thermal treatment for high wear resistance, *Materials Science and Engineering C* 32 (2012) 1868–1877
25. B. Surowska, *Biomateriały metalowe oraz połączenia metal-ceramika w zastosowaniach stomatologicznych*, Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej, Lublin, 2009.
26. Z. Bojar, Analiza morfologii i składu chemicznego węglików w odlewniczych stopach kobaltu, *Krzepnięcie Metali i Stopów*, 27/13 (1996) 85-92.
27. Z. Bojar, J. Korpikiewicz, Wpływ niklu na morfologię i skład chemiczny węglików w odlewniczych stopach kobaltu, *Krzepnięcie Metali i Stopów*, 36/21 (1998) 159-166.
28. C.D. Opris, R. Liu, M.X. Yao, X.J. Wu. Development of Stellite alloy composites with sintering/HIPing technique for wear-resistant applications. *Mater Des* 2007;28:581–91.
29. Ramírez LE, Castro M, Méndez M, Lacaze J, Herrera M, Lesoult G. Precipitation path of secondary phases during solidification of the CoCrMoC alloy. *Scripta Materialia*, 2002;47:811–816.

30. Weeton JW, Clauss FJ. Effect of heat treatment upon microstructures microconstituents and hardness of a wrought cobalt-base alloy, Stellite 21. National Advisory Committee for Aeronautics, Technical Note 3107; March 1954.
31. Weeton JW, Signorelli RA. Effect of heat treatment upon microstructures microconstituents and hardness of a wrought cobalt-base alloy. *Trans ASM* 1955;47:815–45.
32. Silverman R, Arbiter W, Hodi F. Effect of sigma phase on Co–Cr–Mo base alloys. *Trans ASM* 1957;49:805–22.
33. Sims CT. Contemporary view of cobalt-base alloys. *J Met* 1969;21:27–42.
34. H.S. Dobbs, JLM. Robertson, Heat treatment of cast Co–Cr–Mo for orthopaedic implant use, *J Mater Sci* 1983;18:391–401.
35. K. Asgar, F.A. Peyton, Effect of casting conditions on some mechanical properties of cobalt-base alloys. *J Dent Res* 1961;40:73–86.
36. K. Rajan, J.B. Vander Sande, Room temperature strengthening mechanisms in a Co–Cr–Mo–C alloy. *J Mater Sci* 1982;17: 769–778.
37. C.T. Sims, W. Hagel, N. Stoloff, *The Superalloys II: High temperature materials for aerospace and industrial power*, 2nd edition. Wiley & Sons Inc.; 1987.
38. C. Montero Ocampo, A. Salinas, Effect of carbon content on the resistance to localized corrosion of as-cast cobalt-based alloys in an aqueous chloride solution, *J Biomed Mater Res* 1995; Vol. 29, Issue 4, 441–453.
39. M. Herrera Trejo, A. Espinoza, J. Méndez, M. Castro, J. López, J. Rendón, Effect of C content on the mechanical properties of solution treated as-cast ASTM F75 alloys, *J Mater Sci Mater Med.* 2005;16:607–611.
40. L.E. Ramírez Vidaurri, M. Castro Román, M. Herrera Trejo, C.V. García López, E. Almanza Casas, Cooling rate and carbon content effect on the fraction of secondary phases precipitate in as-cast microstructure of ASTM F75 alloy. *J Mater Process Technol* 2009;209:1681–1687.
41. T. Kilner, R.M. Pilliar, G.C. Weatherly, C. Alibert, Phase identification and incipient melting in a cast CoCr surgical implant alloy. *J Biomed Mater Res* 1982;16:63–79.
42. A.J. Clemow, B.L. Daniell, Solution treatment behavior of CoCrMo alloy. *J Biomed Mater Res* 1979;13:265–79.
43. H. Mancha, E. Carranza, J.I. Escalante, G. Mendoza, M. Méndez, F. Cepeda, et al. M23C6 carbide dissolution mechanisms during heat treatment of ASTM F75 implant alloys. *Metall Mater Trans A* 2001;32A:979–84.
44. N.S. Vandamme, L. Que, L.D.T. Topoleski, Carbide surface coating of Co–Cr–Mo implant alloys by a microwave plasma-assisted reaction. *J Mater Sci* 1999;34:3535–3521.
45. T. Narushima, S. Mineta, Y. Kurihara, K. Ueda, Precipitates in Biomedical CoCr Alloys, *JOM*, Vol. 65, No. 4 (2013) 489–504.
46. M. Pohl, O. Storz, Sigma phase in duplex-stainless steels, *Z. Metallkd.* 95 (2004)631–638.
47. J.M. Joubert, Crystal chemistry and Calphad modelling of the sigma phase, *Prog. Mater. Sci.* 53 (3) (2008) 528–583

48. P. Huang, R. Liu, X. J. Wu and M. X. Yao, Effects of molybdenum content and heat treatment on mechanical and tribological properties of a low-carbon Stellite alloy, *Journal of Engineering Materials and Technology*, 129(4) (2007), 523-529.
49. A. Karaali, K. Mirouh, S. Hamamda, P. Guiraldenq, Microstructural study of tungsten influence on CoCr alloys. *Mater Sci Eng, A* 2005;390:255–299.
50. L. Zhuang, E.W. Langer, Effects of alloy additions on the fatigue properties of cast Co-Cr–Mo alloy used for surgical implants. *J Mater Sci* 1990;25:683–689.
51. S. Mineta, S. Namba, T. Yoneda, K. Ueda, T. Narushima, Carbide formation and dissolution in biomedical Co-Cr-Mo alloys with different carbon contents during solution treatment. *Metallurgical and Materials Transactions A*, Vol. 41A (2010) 2010-2129.
52. M. Caudillo, M. Herrera-Trejo, M.R. Castro, E. Ramírez, C.R. González, and J.I. Juárez: *J. Biomed. Mater. Res.*, 59 (2002) 378–385.
53. R.N.J. Taylor and R.B. Waterhouse: *J. Mater. Sci.*, 18 (1983) 3265–3280.
54. L. Reimann, L.A. Dobrzański, Influence of the casting temperature on dental Co-base alloys properties, *Archives of Materials Science and Engineering* 60/1 (2013) 5-12.
55. Y. Yan, A. Neville, D. Dowson, S. Williams, Tribocorrosion in implants – assessing high carbon and low carbon Co–Cr–Mo alloys by in situ electrochemical measurements. *Tribology International*. 2006; 39: 1509–1517
56. M. Walczak, D. Pieniak, A.M. Niewczas, Effect of recasting on the useful properties CoCrMoW alloy. *Eksploatacja i Niezawodność – Maintenance and Reliability*, 16, 2014, 330-336.
57. D. Iijima, T. Yoneyama, H. Doi, H. Hamanaka, N. Kurosaki, Wear properties of Ti and Ti–6Al–7Nb castings for dental prostheses. *Biomaterials*, 2003; 24: 1519–1524.
58. J. Geis-Gerstorfer, H. Weber, In vitro corrosion behaviour of four Ni–Cr dental alloys in lactic acid and sodium chloride solutions. *Dental Materials* 1987;3:289–295.
59. A. Igual-Muñoz, S. Mischler, Interactive effects of albumin and phosphate ions on the corrosion of a CoCrMo implant alloy, *Journal of the Electrochemical Society*, Vol. 154 (10), (2007) C562-C570.
60. M. Niinomi, Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 33A, 2002, 477-486.

The impact of the artificial intervertebral disc on functioning the lumbar spine

Zastosowanie metod inżynierii odwrotnej do projektowania sztucznego krążka międzykręgowego

Streszczenie

W pracy przedstawiono budowę anatomiczną kręgu i krążka międzykręgowego. Opisano funkcjonowanie kręgosłupa, jego kinematykę oraz oddziaływania międzykręgowe. Stworzono pełny trójwymiarowy model kręgów lędźwiowych L2 – L4. Na ich podstawie skonstruowano model endoprotezy krążka międzykręgowego (pomiędzy L2 i L3). Opracowano uproszczony model sztucznego krążka międzykręgowego sformułowany metodą elementów skończonych, który posłużył do analizy biomechanicznej. Dokonano obliczeń wytrzymałościowych oraz wyciągnięto odpowiednie wnioski. Prezentowane wyniki przedstawiają zachowanie się trójwymiarowego modelu kręgu lędźwiowego przy zastosowaniu endoprotezy krążka międzykręgowego pod wpływem działania obciążeń.

Słowa kluczowe: kręgi lędźwiowe, sztuczny krążek międzykręgowy, biomechanika

Abstract

In the hereby thesis the anatomy of the lumbar vertebra and intervertebral disc were presented. Functioning and kinematics of the spine and intervertebral forces were described. Full three – dimensional model of the lumbar vertebrae L2 – L4 was created. On the basis of it model of artificial intervertebral disc was constructed (between L2 and L3). The simplified model of vertebra L2 was formulated via finite elements method. Processed model has been used for biomechanical analysis. Strength calculations were made and appropriate conclusions were drawn. Presented results show behavior influenced of three – dimensional model of the lumbar vertebra with artificial intervertebral disc by operation of loads.

Keywords: lumbar vertebra, artificial intervertebral disc, biomechanics

1. Wstęp

Tematyka schorzeń kręgosłupa jest ciągle aktualnym problemem nie tylko z punktu widzenia diagnostyki i leczenia, ale również biomechaniki. Nadal nie są znane wszystkie mechanizmy powstawania nieprawidłowości postawy ciała ludzkiego, a co za tym idzie, utrudniona jest rehabilitacja i leczenie. Zakres ruchomości odcinkowej kręgosłupa należy do standardowej oceny klinicznej narządu ruchu.

Biomechanika, jako nauka z pogranicza techniki i medycyny, zajmująca się ruchem, jego przyczynami i skutkami, umożliwiła identyfikację zjawisk

¹ monika.manko@pollub.edu.pl, Koło Naukowe Informatyk, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska

² Instytut Technologicznych Systemów Informatycznych, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska

³ Koło Naukowe Technologii Materiałów, Wydział Mechaniczny Politechnika Lubelska, www.kntm.pollub.pl

wewnątrz układów biologicznych, dlatego jest bardzo pomocna podczas formułowania modeli numerycznych kręgosłupa. Dzięki modelowaniu i symulacji komputerowej istnieje możliwość nieinwazyjnej analizy parametrów, niemożliwych do przebadania bezpośrednio tradycyjnymi metodami.

Współczesny rozwój technologii komputerowych umożliwia tworzenie coraz bardziej zaawansowanych modeli numerycznych kręgosłupa człowieka, które w połączeniu z wiedzą inżynierską i medyczną są znakomitą bazą do przeprowadzania badań oraz analiz biomedycznych, co daje możliwość optymalnego wyboru metody leczenia czy rehabilitacji kręgosłupa. Dzięki takim analizom możliwa jest symulacja modelowania całych układów biomechanicznych a także pojedynczych elementów dostosowanych do potrzeb konkretnego pacjenta, co świadczy o coraz większej personalizacji medycyny. Coraz bardziej stają się popularne a zarazem bardzo oczekiwane rozwiązania zgodne z technologią Custom-made tzw. „proteza na wymiar”.

Wykonanie „protezy na wymiar” wymaga od projektanta szeregu danych o pacjencie, które w sposób szczególnie precyzyjny są w stanie umożliwić wykonanie takiej protezy. Do otrzymania tych danych można podejść na jeden z dwóch sposobów. Użycie każdego z nich determinuje rodzaj protezy do wykonania. W przypadku protez zewnętrznych wystarczające jest użycie skanera 3D, który jest w stanie odwzorować wymiary zewnętrzne organu (stopa, noga, dłoń, ręka itp.). Natomiast w przypadku endoprotez użycie skanera jest praktycznie niemożliwe. Aby wykonać model a następnie samą protezę pozyskanie danych wiąże się z uzyskaniem obrazu struktury wewnętrznej. Do tego zadania należy użyć zupełnie innej aparatury pomiarowej – tomografu komputerowego lub rezonansu magnetycznego.

W niniejszej pracy zostanie zaprezentowany algorytm postępowania wykonania modelu przestrzennego endoprotezy sztucznego krążka międzykręgowego dla pacjentki jednego ze szpitali w Lublinie. Model endoprotezy został wykonany dla części lędźwiowej kręgosłupa. Zaprezentowane dane z uwagi na ochronę danych wrażliwych są pozbawione szczegółów personalnych i historii choroby pacjentki.

2. Cel pracy

Celem pracy było pokazanie możliwości zastosowania inżynierii odwrotnej w zastosowaniu do projektowania sztucznego krążka międzykręgowego, jako jednej z możliwości tworzenia implantów zgodnych z zasadą medycyny spersonalizowanej.

3. Fizjologia i biomechanika kręgosłupa człowieka

Z biomechanicznego punktu widzenia kręgosłup może być rozpatrywany, jako struktura przekładkowa, położona pośrodkowo po grzbietowej stronie

ciała, łącząca czaszkę z końcem tułowia i tworząca razem z żebrami i mostkiem osiowy szkielet organizmu.

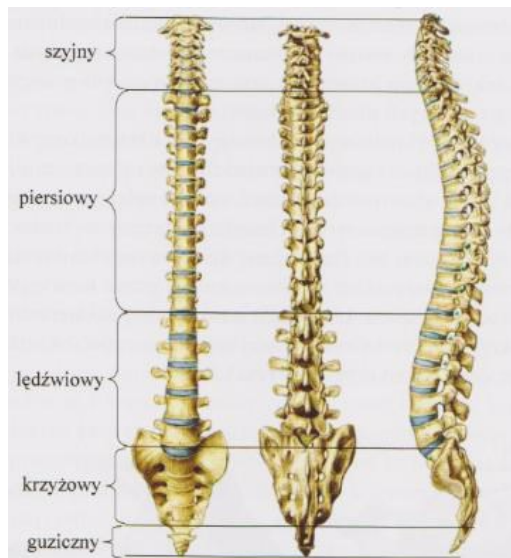
Kręgosłup (*Columna vertebralis*) jest główną osią układu kostnego oraz stanowi podporę górnej części ciała człowieka. Składa się z 33 lub 34 kręgów, znajdujących się pomiędzy czaszką a kością ogonową. U dorosłego człowieka długość kręgosłupa stanowi średnio od 40% do 45% całkowitej długości ciała. Stanowi podporę górnej części ciała człowieka. Wyprostowana sylwetka sprawia, że kręgosłup poddawany jest głównie ścisnaniu w wyniku działania siły grawitacji. Kręgosłup łączy podstawę czaszki z obręczą biodrową. Razem z żebrami i mostkiem tworzy klatkę piersiową [7].

Biorąc pod uwagę ruchomość kręgosłupa, można dokonać podziału na:

- część przedkrzyżową ruchomą, reprezentowaną przez kręgi prawdziwe, które wraz z głową tworzą otwarty łańcuch kinematyczny;
- część rzekomą, składającą się z kręgów zrosniętych w kość krzyżowo – guziczną.

Kręgosłup charakteryzuje się budową segmentalną i dzieli się na 5 odcinków (rys. 1):

- odcinek szyjny – składający się z 7 kręgów (*cervicales* C1 – C7);
- odcinek piersiowy – składający się z 12 kręgów (*thoracicae* Th1 – Th12);
- odcinek lędźwiowy – składający się z 5 kręgów (*lumbales* L1 – L5);
- odcinek krzyżowy – składający się z 5 kręgów (*sacrum* S1 – S5);
- odcinek guziczny – składający się z 4-5 kręgów (*os coccygis*) [7].



Rys.1. Kręgosłup w widoku: a) z przodu, b) z tyłu, c) z boku [27]

Poszczególne odcinki kręgosłupa wygięte są naprzemiennie w lordozę szyjną, kifozę piersiową, lordozę lędźwiową i kifozę krzyżową – guziczną. Krzywizny te uznaje się za wygięcia fizjologiczne, odgrywające znaczącą rolę w utrzymaniu statyki ciała, pionizacji sylwetki i amortyzacji wstrząsów wywołanych poruszaniem się. Ponadto sprawiają, że w widoku z boku kręgosłup przypomina rozciągniętą literę „S”. Patrząc na kręgosłup w płaszczyźnie czołowej powinien być on prosty. Jednak równie charakterystycznymi dla kręgosłupa wygięciami są skoliozy – naturalne skrzywienia boczne, które niestety mogą przechodzić w stan chorobowy, niebezpieczny dla postawy ciała. W tym wypadku może dojść do bocznego wychylenia miednicy i kręgosłupa. Na skoliozy narażone są przede wszystkim kręgi piersiowe, lędźwiowe i krzyżowe [5,6].

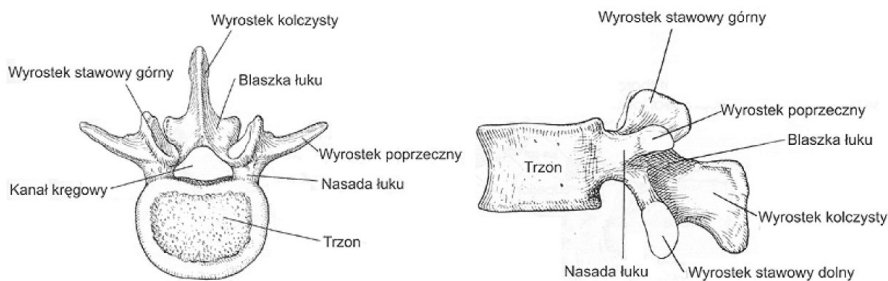
Lordozę lędźwiową tworzy 5 masywnych kręgów, które zmieniają proporcje w wymiarach trzonów i łuków kręgowych w stosunku do kręgów znajdujących się powyżej nich. Wymiary poszczególnych elementów kręgów lędźwiowych są większe w porównaniu z innymi, szczególnie w odcinku szyjnym.

Część lędźwiowa kręgosłupa uznawana jest za najbardziej przeciążoną, a co za tym idzie, najmocniej narażoną na urazy. Fakt ten, uzasadniony licznymi badaniami przeprowadzonymi w oparciu o przypadki kliniczne, jasno wskazuje, że czynniki, takie jak: nadwaga czy siedzący tryb życia, obarczają odcinek lędźwiowy ryzykiem pojawienia się zwyrodnień [27].

3.1. Kręgi

Podstawowymi elementami kręgosłupa są kręgi, a każdy z nich jest osobną kością. Wyróżnia się kręgi prawdziwe oraz rzekome. Budowa kręgów prawdziwych jest podobna, jednak nieco różni się na poszczególnych odcinkach kręgosłupa. Typowy kręg prawdziwy zbudowany jest z trzonu (część przednia), łuku kręgowego (część tylna) oraz trzech wyrostków: jednego kolczystego i dwóch poprzecznych (rys. 2).

Trzon ma kształt walca z powierzchnią górną i dolną. Przenosi obciążenia pochodzące od masy ciała, co sprawia, że jest najbardziej masywnym elementem kręgu. Wyrostki poprzeczne sąsiadujących ze sobą kręgów tworzą stawy, które są pokryte chrząstką i wypełnione płynem maziowym. Powoduje on zmniejszenie tarcia powierzchni ruchomych stawów. Łuk kręgu wraz z tylną powierzchnią trzonu tworzy otwór kręgowy. W kanale kręgowym znajduje się rdzeń kręgowy – dolna część ośrodkowego układu nerwowego. Otworami międzykręgowymi odchodzą od niego korzenie nerwowe, które dalej rozgałęziają się doprowadzając impulsy nerwowe do wybranych obszarów ludzkiego organizmu [3].



Rys.2. Typowy kręgi lędźwiowy w widoku z góry i z boku [32]

3.2. Krążki międzykręgowe

Krążek międzykręgowy jest łącznikiem pomiędzy dwoma kręgami prawdziwymi. U dorosłego człowieka zbudowany jest z trzech części: płytek granicznych, zewnętrznego pierścienia włóknistego i ruchomego jądra miazdżystego położonego wewnątrz (rys. 3). W przekroju poprzecznym posiada fasolowaty kształt, skierowany wypukłością do przodu [4].

Pierścień włóknisty, otaczający jądro miazdżyste, składa się z kilkunastu warstw zbudowanych z włókien kolagenowych, leżących równolegle względem siebie i pochylonych pod kątem 300. Włókna występujących po sobie blaszek są ułożone naprzemiennie i krzyżują się względem siebie. Ich charakterystyka materiałowa jest zmienna; zewnętrzne są sztywniejsze i bardziej wytrzymałe, natomiast wewnętrzne są bardziej podatne na mikrourazy.



Rys. 3. Krążek międzykręgowy z zaznaczonymi jądrem miazdżystym i pierścieniem włóknistym

Jądro miazdżyste stanowi 50% – 60% objętości krążka w wymiarze poprzecznym. Jest punktem podparcia dla kręgu leżącego powyżej, amortyzuje i równomiernie rozkłada obciążenia na cały pierścień włóknisty i płytki graniczne. Jego podstawową substancją budulcową są proteoglikany wiążące wodę. W momencie, gdy zawartość proteoglikanów obniży się, jądro traci swoje właściwości hydrodynamiczne. Dochodzi do dehydratacji jądra, która zaburza amortyzację obciążeń działających wzdłuż osi kręgosłupa. Wraz

z wiekiem zacierają się granice między jądrem miazdzystym a pierścieniem włóknistym oraz spada zawartość elastyny a wzrasta zawartość glikogenu. Jądro miazdzyste staje się bardziej zwłókniałe, przez co krążek międzykręgowy sztywnieje i traci swoją odporność na odkształcenia [4].

Rola krążków międzykręgowych w kręgosłupie człowieka:

- zapewnienie stabilności kręgosłupa;
- tłumienie drgań przenoszonych za pośrednictwem kręgosłupa na głowę;
- pełnienie roli łącznika umożliwiającego ruch przyległym kręgom [28].

3.3. Cechy geometryczne kręgosłupa człowieka

Kinetyka narządu ruchu człowieka jest funkcją o wielu zmiennych, które są trudne do jednoznacznego określenia pod względem cech biomechanicznych. Struktura ta stanowi złożony system ze względu na cechy geometryczne i parametry materiałowe. Do właściwego zrozumienia zagadnień dotyczących biomechaniki kręgosłupa niezbędna jest znajomość cech antropometrycznych, morfologii i fizjologii kości a także podstawowych własności mechanicznych. Wiedza na ten temat jest niezmiernie przydatna w procesach modelowania złożonych struktur na etapie przyjmowania założeń upraszczających i warunków brzegowych [3].

Długość kręgosłupa dorosłego mężczyzny, mierzona wzdłuż krzywizn, wynosi 70 – 75 cm, co stanowi około 45% długości ciała. Odcinek szyjny ma średnio 11,2 cm. $\frac{1}{4}$ długości kręgosłupa to krążki międzykręgowe, $\frac{3}{4}$ długości stanowią kręgi. Wysokość kręgosłupa, mierzona w linii prostej od szczytu zęba obrotowego do końca kości guzicznej, stanowi około 40% długości ciała. Warto zaznaczyć, że wymiary kręgosłupa osobniczo znacznie się różnią i zależą od wzrostu człowieka i jego wieku. Podczas wzrostu człowieka kości nabierają właściwego kształtu i rozmiaru. Między 20 a 30 rokiem życia kręgosłup osiąga największą długość, jednak już po 50 roku życia długość ta może się zmniejszać. Jest to spowodowane zwiększaniem się krzywizn kręgosłupa oraz spłaszczaniem się trzonów kręgów i krążków międzykręgowych.

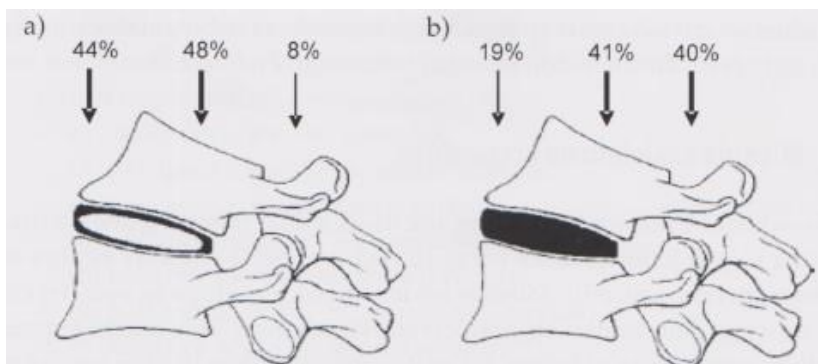
W zależności od poziomu występowania, kręgi przenoszą różne wartości obciążenia. Również krzywizny kręgosłupa (lordozy i kifozy) osobniczo znacznie się różnią. Z wiekiem zmieniają swoje kąty, za co przede wszystkim odpowiedzialna jest siła grawitacji. Skutkuje to zmniejszaniem wzrostu człowieka oraz ograniczeniem ruchomości kręgosłupa.

Największymi kręgami w ciele człowieka są kręgi umiejscowione w odcinku lędźwiowym. Trzony tych kręgów charakteryzują się nerkowatym kształtem na przekroju poprzecznym a ich wymiary poprzeczne są większe

od strzałkowych. Wyrostki kolczyste są wysokie, dość masywne i ustawione poziomo w płaszczyźnie strzałkowej [7].

Kształty krążków międzykręgowych na różnych poziomach są bardzo do siebie podobne, jednak ich wymiary znacznie się różnią. Krążki, podobnie jak kręgi, zyskują na rozmiarach w miarę kierowania się ku dolnym odcinkom kręgosłupa. Przyjmuje się, że wysokość i szerokość dysków w odcinku lędźwiowym jest dwukrotnie większa od dysków w odcinku szyjnym.

W przypadku zdrowego kręgosłupa, jego przednia część przenosi większość obciążeń. Jednak zmiany degeneracyjne powodują pogłębienie się lordozy lędźwiowej w związku, z czym znaczne obciążenie przenoszone jest na stawy międzykręgowe. Nacisk na powierzchnie stawowe stopniowo je deformuje, a wada pogłębia się. Wraz z wiekiem krążki międzykręgowe częściowo tracą własności sprężyste ulegając spłaszczeniu [20]. Na rys. 4 przedstawiono procentowy rozkład przeniesionego obciążenia przez kręgi i krążki.



Rys. 4. Procentowy rozkład przeniesionego przez kręgosłup obciążenia przypadającego na wskazane miejsca: a) kręgosłup prawidłowy, b) przypadek kręgosłupa ze znacznym stopniem degeneracji [20]

W trakcie działania siły ściskającej dochodzi do wzrostu ciśnienia wewnątrz jądra miazdystego, co z kolei napiera na pierścień włóknisty i prowadzi do jego uwypuklenia w kierunku zewnętrznym krążka międzykręgowego. Prowadzi to do zmniejszenia wysokości całego krążka. Taki rodzaj współpracy między pierścieniem włóknistym a jądrem miazdystym utrzymuje odpowiednią sztywność układu z zachowaniem sprężystości.

3.4. Sumaryczna wytrzymałość kręgosłupa (anatomia)

Właściwości biomechaniczne wszystkich struktur kręgosłupa poddawanych ciągłym przeciążeniom wraz z wiekiem i postępującym procesem zwyrodnieniowym zmieniają się, wpływając niekorzystnie na wytrzymałość oraz zakresy ruchomości tułowia.

Krażek międzykręgowy jest kluczowym elementem prawidłowego funkcjonowania kręgosłupa, bowiem bierze istotny udział w przenoszeniu obciążeń i amortyzacji. Zmiany zachodzące w krążku analizowane są między innymi poprzez badanie zmian ciśnienia panującego w jego wnętrzu w różnych warunkach obciążeniowych. Ciśnienie wewnątrzdykowe jest więc istotnym parametrem w ocenie stopnia jego obciążenia (lub przeciążenia) oraz sposobu przenoszenia tych obciążeń przez jego poszczególne struktury i elementy [23].

Ciśnienie wewnętrzne oddziałuje na ścianki pierścienia włóknistego. Cykliczne obciążenia pierścieni włóknistych prowadzą do powstawania uszkodzeń natury zmęczeniowej, co w konsekwencji skutkuje obniżeniem ich wytrzymałości. Ciśnienie wywołane gwałtownym ruchem wypycha jądro miazdżyste, wywołując bardzo często ucisk na korzenie nerwowe, powodując ból [6].

Dotychczas przeprowadzone badania wskazują, że uśrednione wartości sił niszczących w części piersiowej to 75% a szyjnej 25% tych, które działają na kręgosłup lędźwiowy. Średnia siła niszcząca przy próbie rozciągania dla kręgosłupa szyjnego wynosi 1020 N, dla dolnego odcinka piersiowego wynosi już 2980 N. Największą wartość przyjmuje oczywiście kręgosłup lędźwiowy – aż 4090 N. Natomiast średnie wartości sił niszczących dla próby ściskania w tej samej grupie badanych osób wynoszą 5050 N (dla kręgosłupa lędźwiowego), przy czym wytrzymałość na ściskanie równa jest 4,7 MPa [21].

4. Obciążenia kręgosłupa

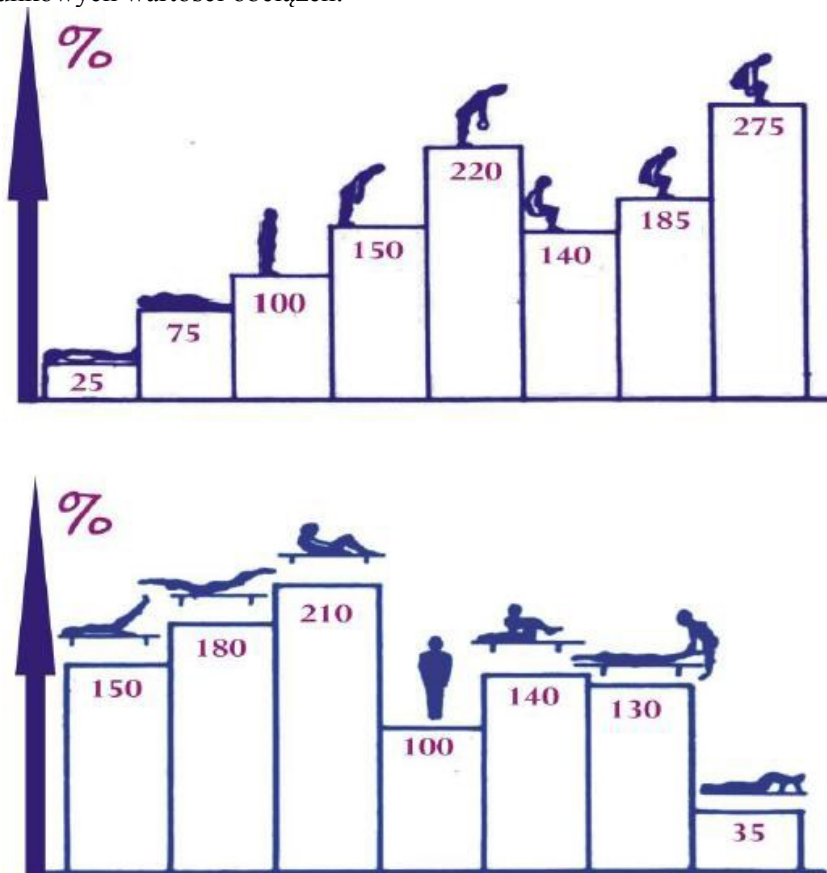
Kręgosłup stanowi nierozzerwalną całość; każda zmiana anatomiczna lub czynnościowa w jednym odcinku powoduje zmianę czynności i rozwój niekształceń w pozostałych odcinkach kręgosłupa, a co za tym idzie, w całym narządzie ruchu [6]. Poznanie zmian zachodzących w kręgosłupie następuje przez analizę właściwości mechanicznych jego poszczególnych składowych.

Wzajemne współdziałanie krążka międzykręgowego i wyrostków stawowych decyduje o poprawnym rozkładzie sił i nacisków wywoływanych obciążeniami. Na działanie krążka międzykręgowego mają wpływ nie tylko właściwości mechaniczne rozpatrywane w układzie krążek – kręgi, ale również właściwości mechaniczne poszczególnych struktur krążka (a zwłaszcza pierścienia włóknistego). Wyniki badań wybranych właściwości mechanicznych pojedynczego segmentu ruchowego wskazują na złożone procesy zachodzące już na poziomie pojedynczego ogniwa kinematycznego kręgosłupa [23]. Główne obciążenia w kręgosłupie przenosi krążek międzykręgowy, a w szczególności pierścień włóknisty krążka. Wyrostki stawowe przenoszą tylko około 20% obciążeń i włączają się w proces ich przenoszenia dopiero

wówczas, gdy siły są większe niż 2000 N (wg teorii Hirscha i Nachemsona). Siła niszcząca kręgosłup podczas ściskania przyjmuje wartość od 4500 N do nawet 8000 N [3].

4.1. Model Nachemsona

W literaturze istnieje wiele różnych modeli obciążeniowych kręgosłupa, jednak dominują takie, które wykorzystują równania równowagi sił i momentów względem przyjętego punktu lub płaszczyzny. Modele te, z racji przyjętych znacznych uproszczeń, stwarzają warunki do wyznaczenia szacunkowych wartości obciążeń.



Rys.5. Zależność ciśnienia w krążku międzykręgowym na poziomie L3 – L4 od pozycji ciała [3]

Obciążenia zarówno statyczne, jak i dynamiczne, które działają na kręgi lędźwiowe z najwyższymi wartościami, kształtują ich cechy mechaniczne, wpływając także na rozmiary poszczególnych struktur anatomicznych.

Znaczący wkład w badania nad rozkładem ciśnienia w krążku międzykręgowym wniósł szwedzki profesor Alf Nachemson przeprowadzając analizę zmian ciśnienia odcinka lędźwiowego kręgosłupa w badaniach *in vivo* i *in vitro* w zależności od płci, wieku, postawy ciała, wykonywanych czynności oraz stopnia zmian degeneracyjnych tkanki dysku. Jego badania wykazały m.in., że usunięcie wyrostków stawowych doprowadza do wzrostu ciśnienia w krążku międzykręgowym (podczas obciążenia ściskającego) o 18% w stosunku do stanu z zachowanymi wyrostkami [25].

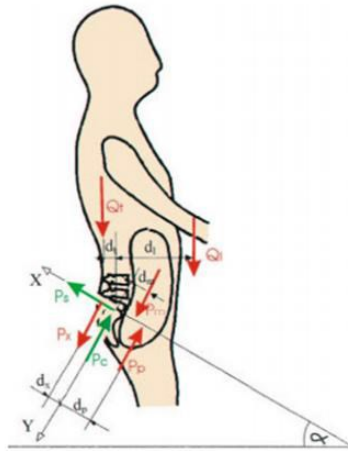
Podstawowa analiza rozkładu ciśnienia skupia się na zmianach zachodzących w krążku międzykręgowym podczas działania obciążenia ściskającego w zakresie pojedynczego segmentu ruchowego. Rozkład ciśnienia panującego w pierścieniu włóknistym oraz w jądrze miazdzystym pod działaniem rosnącej siły ściskającej ma charakter liniowy. Wprowadzenie dodatkowej składowej obciążenia do układu poddanego działaniu ściskania osiowego powoduje dwukrotny wzrost ciśnienia w krążku międzykręgowym odcinka lędźwiowego kręgosłupa [21].

Nachemson określił obciążenie kręgosłupa w odcinku lędźwiowym dla różnych pozycji ciała oraz dla różnych czynności. Wyniki swoich badań przedstawił w postaci zależności zmian ciśnienia występującego w krążkach międzykręgowych na poziomie L2 – L5 od pozycji ciała. Dla pozycji stojącej wartość odniesienia wynosiła 100%.

Prezentowany wykres wyraźnie pokazuje, że szczególnie niebezpieczna dla kręgosłupa jest pozycja siedząca. Podczas siedzenia z wyprostowanymi plecami, opierając się o oparcie, na krążek wywierany jest nacisk ponad 140 kilogramów. Gdy siedząc pochylimy się trochę do przodu, to nacisk ten wyniesie już ok. 175 kilogramów. Głębsze pochylenie tułowia powoduje wzrost obciążenia trzeciego krążka lędźwiowego aż do 250 – 275 kilogramów.

4.2. Model Stotte'a

Do analizy obciążenia kręgosłupa przydatny jest również model Stotte'a. Jego założeniem jest to, że środek ciała pokrywa się ze środkiem ciężkości ciała, który jest podstawą do przyjmowania obciążeń działających na kręgosłup oraz sił i obciążeń w rejonie danego kręgu [3, 21]. Rys.2.5. przedstawia model obciążeniowy kręgosłupa lędźwiowego wg Stotte'a.



Rys.6. Model obciążeniowy kręgosłupa wg Stotte'a [2]

Równania 1, 2 i 3 umożliwiają wyznaczenie sił, które działają na kręgosłup na poziomie L5 – S1 w zależności od kąta pochylenia tułowia.

Suma momentów sił dla sylwetki wyprostowanej:

$$P_x d_x + P_p d_p = Q_l d_l + Q_t d_t + P_m d_m \quad (2.1)$$

Siła ściskająca krążka międzykręgowego:

$$P_c = (Q_l + Q_t) \cos \alpha + P_x - P_p + P_m \quad (2.2)$$

Siła statyczna krążka międzykręgowego:

$$P_s = (Q_l + Q_t) \sin \alpha \quad (2.3)$$

gdzie:

P_p – siła pochodząca od ciśnienia jamy brzusznej (70mmHg – 9,35kN/m² działa na czynnej powierzchni $S = 0,035\text{m}^2$ i wywołuje siłę 326N);

P_m – składowa siły wzdłużnej mięśni brzucha – 75N;

P_x – siła prostowników grzbietu;

Q_t – siła ciężkości tułowia;

Q_l – siła ciężkości kończyn górnych;

α – kąt pochylenia kości krzyżowej do poziomu;

d_m – ramię działania siły wzdłużnej mięśni brzucha – 10cm;

d_p – ramię działania siły pochodzącej od ciśnienia jamy brzusznej – 9cm;

d_x – ramię działania siły prostowników grzbietu – 4,8mm;

d_t – ramię działania siły ciężkości tułowia;

d_l – ramię działania siły ciężkości kończyn górnych.

W literaturze przedmiotu można spotkać jeszcze inne modele obciążenia kręgosłupa, ale na potrzeby niniejszego opracowania wybrane zostały dwa powyższe.

5. Operacyjne leczenie chorób kręgosłupa lędźwiowego

Oprócz przyczyn znanych w praktyce klinicznej, tj. urazy, stany zapalne, procesy nowotworowe, znaczny wpływ na powstanie zniekształceń i dysfunkcji kręgosłupa mają czynniki mechaniczne oddziałujące zarówno na układ kostno – stawowy, jak i mięśniowo – więzadłowy [4].

Badania prowadzone przez McGilla potwierdzają, że wraz z wiekiem ruchomość kręgosłupa, zwłaszcza w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej, oraz właściwości motoryczne mięśni maleją. Mechaniczna funkcja krążków międzykręgowych jest zaburzana bardziej przez zniszczenia strukturalne, takie jak: pęknięcia pierścienia, przepuklinę krążka czy złamania w obrębie płytki granicznej, niż przez zmiany biomechaniczne związane ze starzeniem się tkanek.

Istotną rolę w lepszym zrozumieniu mechanizmów obciążeń kręgosłupa pełni również termin „przeciążenie”. Traktowane jest zazwyczaj, jako zaburzenie struktur kostnych, więzadłowych i mięśniowych kręgosłupa [1].

Wyróżnia się dwa mechanizmy powstawania przeciążeń. Pierwszym rodzajem przeciążenia jest przeciążenie z doraźnym przekroczeniem wartości granicznych wytrzymałości danych struktur kręgosłupa, np. upadki z dużej wysokości [3].

Drugi wynika z normalnych funkcji życiowych człowieka, lecz często realizowanych w nieanatomicznych warunkach. Nieergonomiczne funkcjonowanie w codziennym życiu może doprowadzić do zmęczeniowego pęknięcia łuku kręgowego (czego efektem jest kręgozmyk) lub zwyrodnienia krążka międzykręgowego (dyskopatia) [3].

W związku z rozwojem cywilizacyjnym oraz starzejącym się społeczeństwem, schorzenia kręgosłupa to aktualny oraz ciągle pogłębiający się problem. Skuteczność metod leczenia ściśle wiąże się z wiedzą na temat biomechaniki kręgosłupa w warunkach fizjologicznych a także po ingerencji medycznej. Dotyczy to w szczególności metod chirurgicznego leczenia wad kręgosłupa związanych ze zwyrodnieniami oraz zmianami pourazowymi [27]

Wymagania stawiane stabilizatorom kręgosłupa:

- odbarczenie struktur kręgosłupa w celu przywrócenia funkcji rdzenia i korzeni nerwowych,
- przywrócenie stabilności w uszkodzonym odcinku,
- odtworzenie pierwotnych funkcji kręgosłupa,
- stabilizacja możliwie krótkimi odcinkami,

- minimalizacja elementów konstrukcyjnych,
- brak konieczności obróbki mechanicznej podczas implantacji,
- wysoka wytrzymałość mechaniczna
- biotolerancja,
- minimalizacja uszkodzeń otaczających tkanek.

Wymienione powyżej schorzenia w swojej najgorszej postaci prowadzą do chirurgicznej interwencji mającej na celu, chociaż częściowe przywrócenie funkcjonalności kręgosłupa poprzez wstawienie endoprotezy krążka międzykręgowego.

6. Projekt segmentu lędźwiowego kręgosłupa ze sztucznym krążkiem

Wprowadzenie artroplastyki krążka międzykręgowego było ważnym krokiem w rozwoju chirurgii kręgosłupa. Procedura ta jest interesującą opcją leczenia operacyjnego dla 30 – 40% chorych z dyskogennymi bólami kręgosłupa, u których decydowano się wcześniej na krótkoodcinkową spondylodezę kręgosłupa [21].

Idea odtworzenia ruchowej jednostki kręgosłupa pomimo wielu lat badań i poszukiwań, ze względu na ograniczenia techniczne, dopiero w ciągu ostatnich lat doczekała się realizacji. Przeprowadzone w połowie lat 90-tych badania kliniczne i biomechaniczne nowoczesnych modeli sztucznego krążka międzykręgowego uzyskały na początku XXI wieku możliwości prawne ich zastosowania jako nowej procedury leczniczej w chorobach zwyrodnieniowych krążka międzykręgowego.

Głównym celem całkowitej artroplastyki krążka międzykręgowego jest leczenie izolowanych bólów kręgosłupa. Niezaprzeczną zaletą tej procedury jest zachowanie segmentu z tolerancją obciążeń adekwatnych do wieku chorego, co w efekcie zapobiega powstawaniu zmian zwyrodnieniowych w przyległych segmentach ruchowych. Zmiany te są obserwowane u większości chorych, u których zastosowano krótką spondylodezę kręgosłupa.

Projekt modelu segmentu lędźwiowego kręgosłupa ze sztucznym krążkiem powstał dzięki zastosowaniu technologii inżynierii odwrotnej (ang. *Reverse engineering RE*).

Punktem wyjścia do realizacji zadania były zdjęcia wykonane w standardzie DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) podczas badań tomografii komputerowej pacjentki zakwalifikowanej do wszczepienia endoprotezy krążka międzykręgowego. Dzięki temu można było odwzorować struktury kostne konkretnej osoby co wpisuje się w medycynę spersonalizowaną (*custom-made*). Otrzymane obrazy dzięki zastosowaniu odpowiedniego oprogramowania umożliwiły wykonanie cyfrowego 3D segmentu lędźwiowego kręgosłupa wraz z uszkodzonym krążkiem międzykręgowym (kręgi L2, L3 i L4).

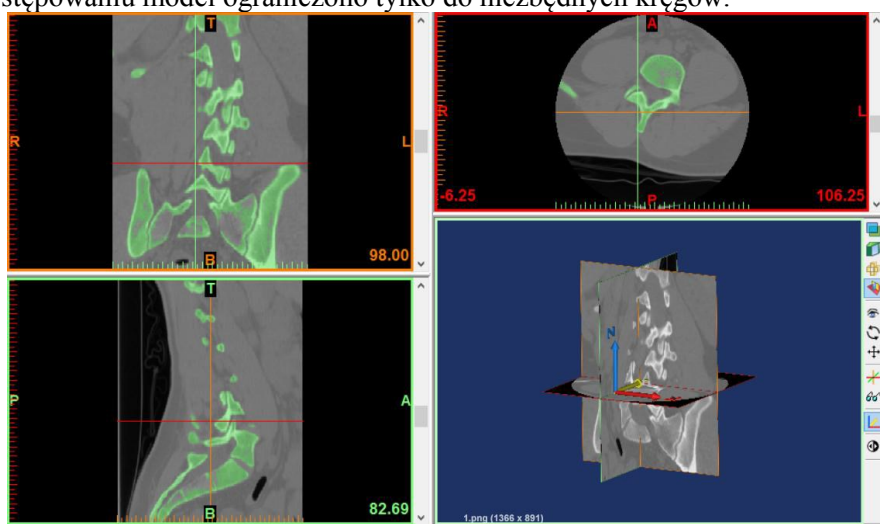
6.1. Tworzenie modelu 3D

Model 3D został utworzony dzięki zastosowaniu specjalistycznego programu, który umożliwia import i obróbkę obrazów wykonanych w standardzie DICOM, a jest nim Materialise Mimics.

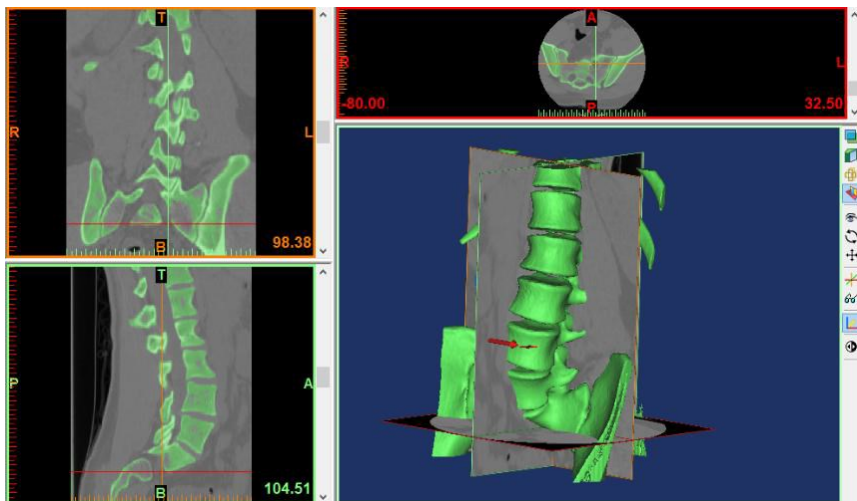
Na początku dwuwymiarowe obrazy CT zostały zaimportowane do Mimics (rys. 7), gdzie dzięki wbudowanym mechanizmom możliwe było wyekstrahowanie struktur kostnych z obrazów i wygenerowanie modelu przestrzennego.

Z uwagi na to, iż model kręgosłupa jest dosyć rozbudowany i posiada wiele niewielkich elementów kostnych, które łatwo przez przypadek wyciąć, proces przycinania maski do interesujących kręgów L2, L3 oraz L4 za pomocą narzędzia *Crop Mask* jest w tym przypadku zbędny. W związku z tym, od razu wygenerowano model trójwymiarowy wszystkich kości kręgosłupa lędźwiowego. Wynik tej operacji widoczny jest na rys.8.

Tak wykonany model nie jest jeszcze w pełni użyteczny do implantacji. W diagnozie lekarskiej stwierdzono, że u pacjentki zostanie założony sztuczny krążek pomiędzy kręgami L2, L3 i L4 (znaczna skolioza), ponieważ kąty pomiędzy nimi są najmniejsze. Natomiast otrzymany model zawiera dużo więcej danych niż jest to potrzebne. Dlatego też w dalszym postępowaniu model ograniczono tylko do niezbędnych kręgów.

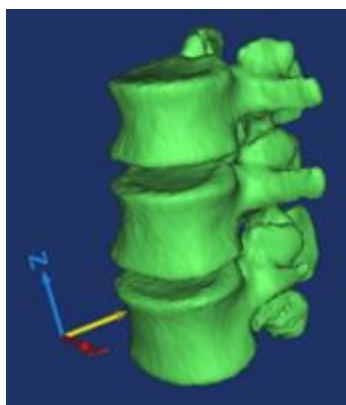


Rys. 7. Zaimportowane obrazy 2D z badań CT z wyekstrahowanymi strukturami kostnymi (zielona maska na rysunkach)



Rys. 8. Model 3D kręgosłupa lędźwiowego

W wyniku cyfrowego odcięcia zbędnych części modelu (*Edit Mask in 3D*) powstał cyfrowy model trzech interesujących nas kręgów L2, L3 i L4 (rys. 9), który to posłuży do zaprojektowania właściwego implantu krążka międzykręgowego.



Rys. 9. Model trójwymiarowy kręgów L2, L3 i L4

Tak otrzymany model został eksportowany do środowiska CAD w celu wykonania niezbędnego zwiarytowania i edycji dotychczasowego modelu. Jest to niezbędne, by poprawnie zaprojektować endoprotezę krążka międzykręgowego i dopasować go do rozmiarów kręgosłupa pacjenta. Jako pliku wymiany danych wykorzystano format *.stl*, który umożliwia przenoszenie danych pomiędzy różnymi systemami CAD-owskimi. Programem roboczym do dalszej obróbki modelu 3D był program SolidEdge.

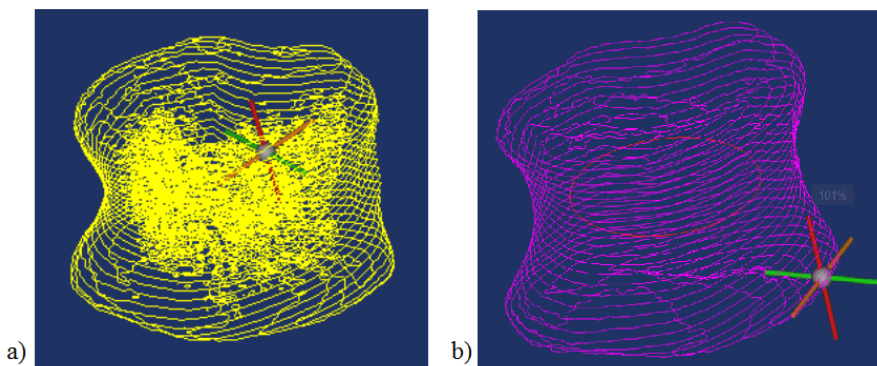
Z uwagi na złożoną budowę kręgu, zdecydowano się, aby przygotowany do eksportu (do programu Solid Edge) model ograniczał się jedynie do samych trzonów kręgów i nie zawierał wyrostków kolczystych. Nie ma potrzeby wymiarowania wyrostków, ponadto znacznie zmniejszy się rozmiar pliku oraz ilość wytworzonych polilinii.

Po wygenerowaniu modelu trójwymiarowego, należało stworzyć polilinie, osobno dla każdego kręgu, za pomocą narzędzia *Calculate Polylines*. Do stworzenia modelu z polilinii trzeba było usunąć wszystko, co znajdowało się wewnątrz ograniczonej maski, jednak wymagało to ręcznej edycji sporej ilości zdjęć. Po wykonaniu tej czynności należało utworzyć nowe polilinie i nową maskę. Efekt tych działań przedstawia rys.10.

Następnym etapem po wykonaniu zestawu polilinii było wypełnienie przestrzeni wewnętrznej nowych polilinii oraz utworzenie trójwymiarowego modelu kręgu za pomocą opcji *Calculate 3D* na podstawie uaktualnionej maski (rys.11.)

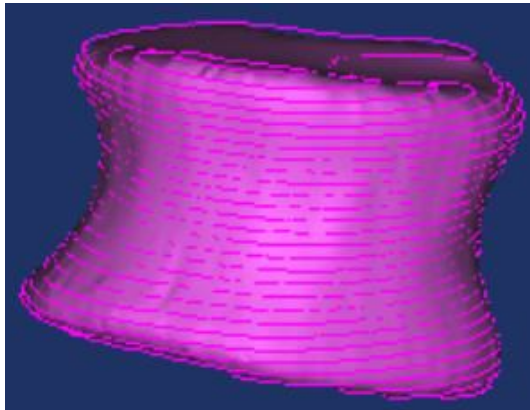
Po uzyskaniu zamierzonego efektu został przeprowadzony proces generowania powierzchni w celu uzyskania modelu końcowego (rys. 12).

W analogiczny sposób wygenerowane zostały pozostałe kręgi tj. L3 i L4. Tak przygotowane modele wyeksportowano do pliku .stl i można było przejść do etapu projektowania endoprotezy krążka międzykręgowego.

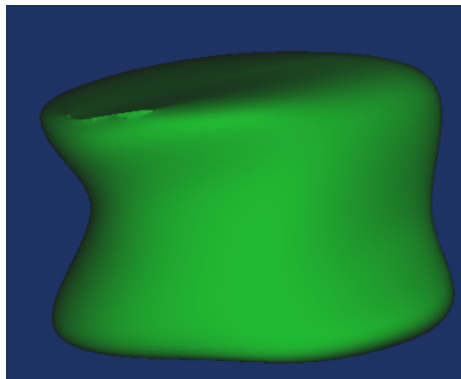


Rys.10. Polilinie wygenerowane dla kręgu L2:

a) przed usunięciem struktury wewnętrznej, b) po usunięciu zbędnych polilinii



Rys.11. Trójwymiarowy model kręgu wraz z poliniami



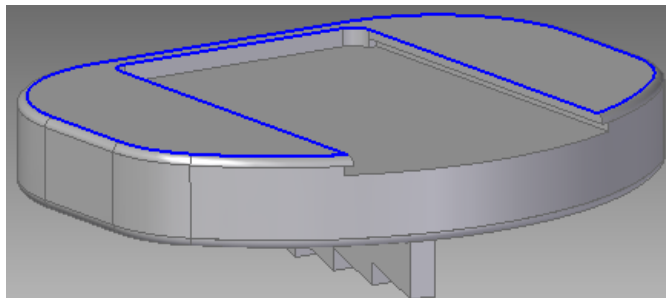
Rys.12. Wygenerowany model powierzchniowy kręgu L2

6.2. Model endoprotezy krążka międzykręgowego

Projektowanie endoprotezy krążka międzykręgowego jest zadaniem dość wymagającym, ponieważ obejmuje zagadnienia z zakresu wiedzy medycznej, technicznej oraz materiałoznawstwa. Jest przykładem medycyny spersonalizowanej, a więc dopasowanej do konkretnego pacjenta. Mimo, iż na rynku istnieje kilka rozwiązań konstrukcyjnych tego rodzaju implantu, firmy projektujące sztuczne krążki międzykręgowe posiadają w swojej ofercie kilka a nawet kilkanaście rozmiarów endoprotezy. W niniejszej pracy posłużono się danymi technicznymi firmy, która zaprojektowała sztuczny krążek pod nazwą Prodisc-L.

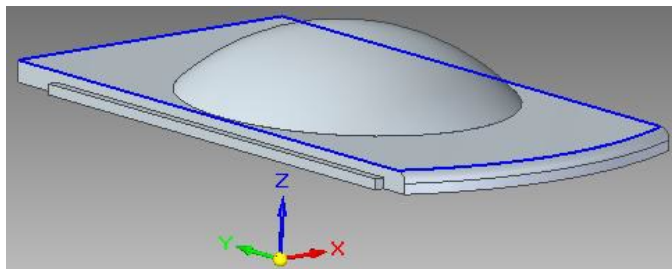
Do zaprojektowania endoprotezy krążka międzykręgowego wykorzystano program Solid Edge z rodziny CAD. W pierwszym etapie dobrano ogólny rozmiar implantu na podstawie dostępnej literatury oraz przybliżonych wymiarów kręgów pacjenta. Następnie zamodelowano podstawowy

kształt płytki dolnej wzorując się na danych technicznych dostępnego na rynku rozwiązania. Końcowy efekt projektowania płytki dolnej przedstawia rys.13.



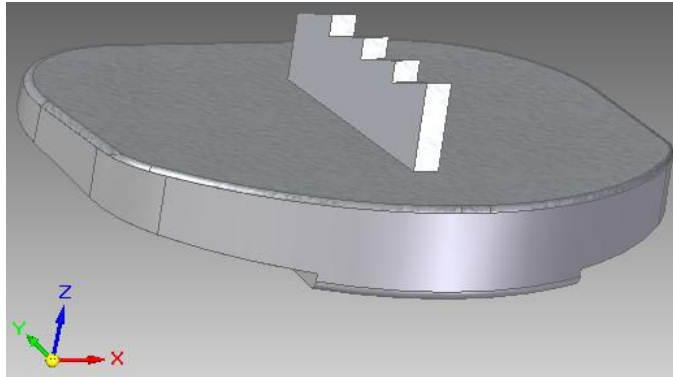
Rys.13. Płytką dolną endoprotezy

Drugi etap obejmował projekt polietylenowej wkładki. Jej wymiary musiały być dokładnie dopasowane do rozmiarów płytki dolnej, ponieważ te dwa elementy są ze sobą ściśle połączone. Głównym zadaniem wkładki jest przenoszenie obciążeń oraz ich amortyzacja. Ponadto sferyczna część wkładki, stykająca się z dolną powierzchnią płytki górnej, musiała być tak zaprojektowana, aby umożliwiać odpowiedni kąt obrotu kręgow. Widok wkładki endoprotezy przedstawia rys.14.



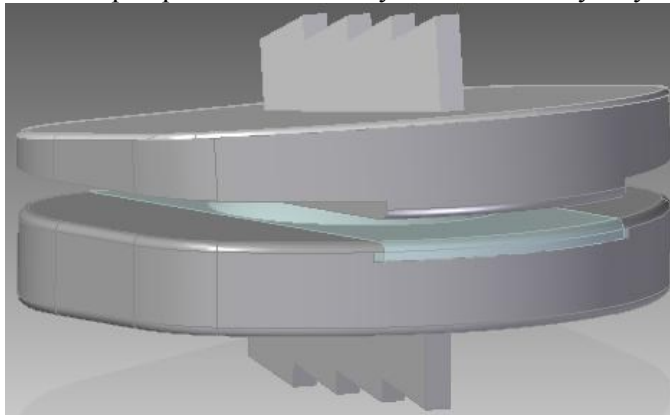
Rys.14. Wkładka endoprotezy

Kolejny etap obejmował zaprojektowanie płytki górnej. Tak, jak płytka dolna, posiada ona na swojej powierzchni wypustkę, aby umożliwić przy mocowanie endoprotezy do trzonu kręgu. Ponadto, zewnętrzna ściana płytki pokryta jest lekko porowatą tytanową warstwą, aby dokładniej przylegać do nierównej powierzchni kręgu. Wymiary płytki górnej w większości bazowały na wymiarach płytki dolnej z tą różnicą, że w płaszczyźnie poprzecznej jej górna powierzchnia nachylona jest do podstawy płytki pod kątem 60, co odpowiada kątowi nachylenia analizowanego kręgu L2 w stosunku do górnej powierzchni kręgu L3. Końcowy efekt projektowania górnej płytki endoprotezy widoczny jest na rys.15.



Rys.15. Płytką góna endoprotezy

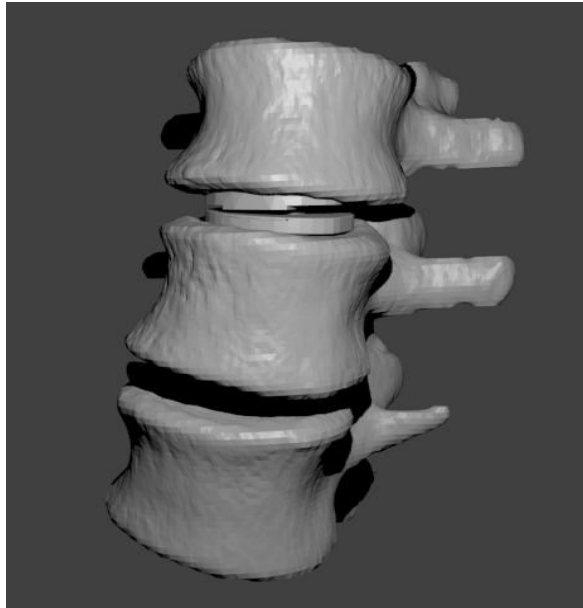
Tak zaprojektowane modele płyt i wkładki posłużyły do wykonania modelu złożenia endoprotezy w celu sprawdzenia poprawności wykonanej konstrukcji a także do przeprowadzenia dalszych badań numerycznych (rys. 16).



Rys.16. Złożenie wszystkich elementów endoprotezy

Dzięki wykonaniu złożenia możliwe było sprawdzenie, czy implant rzeczywiście pasuje do przestrzeni międzykręęgowej na poziomie L2 i L3. Po między tymi kręgami istnieje wyraźne zaburzenie odzwierciedlenia kątoowego, jakie ma miejsce w przypadku zdrowego kręgosłupa. Warto przypomnieć, że zdjęcia CT kręgosłupa lędźwiowego, na podstawie których stworzono model geometryczny, wykonane zostały dla pacjenta z wyraźną skoliozą. Mimo to, dopasowanie zaprojektowanej endoprotezy tej przestrzeni międzykręęgowej nie stwarzało żadnych problemów, co widać na rys.17. Na tym etapie jest to bardzo ważna informacja, ponieważ świadczy ona o dokładności wykonanych pomiarów w procesie projektowania implantu. W

przeciwnym przypadku, gdyby okazało się, że implant nie do końca spełnia wymagania projektowe, czyli „nie pasuje” do tego modelu, należałoby wrócić do fazy początkowej całej analizy i stworzyć nowy projekt endoprotezy o innych wymiarach i zależnościach.



Rys. 17. Model segmentu kręgosłupa lędźwiowego z implantem krążka

Tak przygotowany model złożeniowy należało ponownie zapisać w formacie **.stl*, aby możliwe było wydrukowanie go przy użyciu drukarki 3D. Model rzeczywisty powstały z tego złożenia oczywiście nie będzie posiadał możliwości obrotu na poziomie wszczepionego implantu, ponieważ zostanie wydrukowany jako jedna bryła. Posłuży on jednak do zobrazowania rzeczywistych relacji występujących w takim złożeniu oraz będzie niezaprzeczalnym dowodem na to, że w przygotowaniu złożenia zachowano wszystkie kąty występujące pomiędzy kręgami. Specjalnie także zdecydowano się nie ulepszać modelu przy pomocy wygładzania powierzchni, aby pokazać, że podczas wszczepiania endoprotezy również powierzchnia kręgów nie zostaje specjalnie naruszona.

Jednakże po podzieleniu modelu na składowe zakres ruchów obrotowych endoprotezy będzie możliwy do przedstawienia (osobno wydrukowano płytkę górną, płytkę dolną oraz wkładki). Tak wytworzony model rzeczywisty doskonale zobrazuje możliwości rotacji jednej płytki względem drugiej, co w praktyce oznacza lepsze zrozumienie idei tego rozwiązania.

6.3. Analiza numeryczna otrzymanych modeli segmentu

Do analizy numerycznej endoprotezy zastosowano program z rodziny CAE jakim był Abaqus. Sprawdzono w nim wytrzymałość poszczególnych elementów implantu, dzięki czemu możliwe było dokonanie analizy oddziaływania endoprotezy na sąsiadujące kręgi.

Zdecydowano się na wprowadzenie obciążenia wynoszącego 400N (siła ta odpowiada przeciętnej wadze tułowia dorosłego mężczyzny). W każdym przypadku obciążenie zostało nadane na górnej powierzchni elementu, natomiast dolna powierzchnia była unieruchomiona. Ponadto, do analizy poszczególnych elementów należało dobrać odpowiednie materiały.

Pierwszy etap przygotowania modelu do przeprowadzenia analiz jest wczytanie go do programu Abaqus. Z uwagi na to, iż w przypadku płytki górnej i dolnej znajdujące się na ich powierzchniach wypustki w praktyce są unieruchomione poprzez przymocowanie ich w całości do trzonów kręgow, zdecydowano się pominąć te elementy w przygotowywaniu modeli do analizy.

Badania przeprowadzono dla stopu kobaltu CoCrMo dla płytek: górnej i dolnej oraz polietylenu wysokiej gęstości dla wkładki. Ze względu na fakt, iż endoproteza w rzeczywistości nie może się w żaden sposób trwale odkształcić, do przeprowadzonych symulacji wybrano modele sprężyste obu materiałów. Porównując stop kobaltu z polietylenem oraz kością można zauważyć, że jest on wielokrotnie bardziej wytrzymały. Między innymi, dlatego zdecydowano się na zastosowanie tego materiału na płytce zewnętrznej endoprotezy. Z kolei nieliniowe odkształcanie się polietylenu skutkuje zmniejszeniem naprężeń pomiędzy elementami implantu, co skłoniło do przeznaczenia go na tworzywo wkładki.

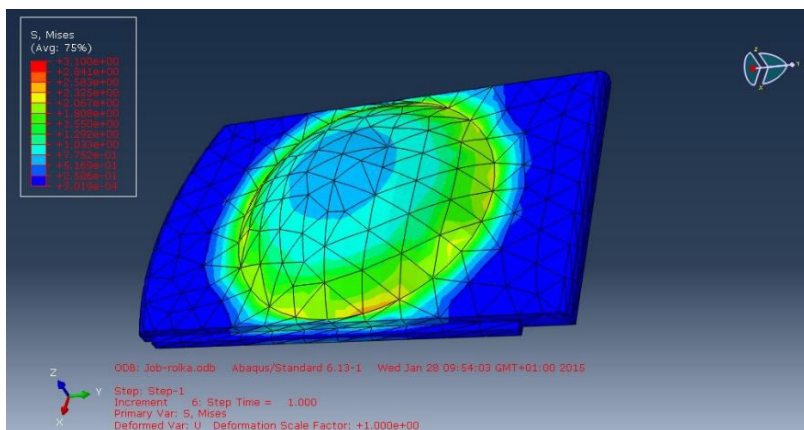
Po wprowadzeniu danych materiałowych możliwe było przystąpienie do kolejnego kroku – utwierdzenia elementu. Bez tego analiza nie byłaby w ogóle możliwa. Biorąc pod uwagę biomechanikę kręgosłupa wiadomo, że gdy kręgosłup obciążony jest z góry obciążeniem powierzchniowym o wartości 400 N, to pod wpływem tej siły odległości między kręgami może się zmniejszać. Jest to przypadek ściskania, podczas którego struktura przestrzenna krążków międzykręgowych zmienia się i krążki ulegają spłaszczeniu. Dlatego analizując zachowanie się krążka pod działaniem takiej siły należy odebrać mu 3 stopnie swobody wynikające z ruchu postępowego, zostawiając 3 stopnie swobody dla ruchu obrotowego.

Zdefiniowanie warunków utwierdzenia poszczególnych elementów endoprotezy oraz nadanie pionowej siły ściskającej prowadzi do ostatniego etapu analizy, a więc utworzenia odpowiedniej siatki *Mesh* dla każdego elementu. Jest to ważna część, ponieważ od gęstości siatki zależy dokładność

uzyskanych wyników; im więcej elementów w siatce, tym dokładniejsza analiza.

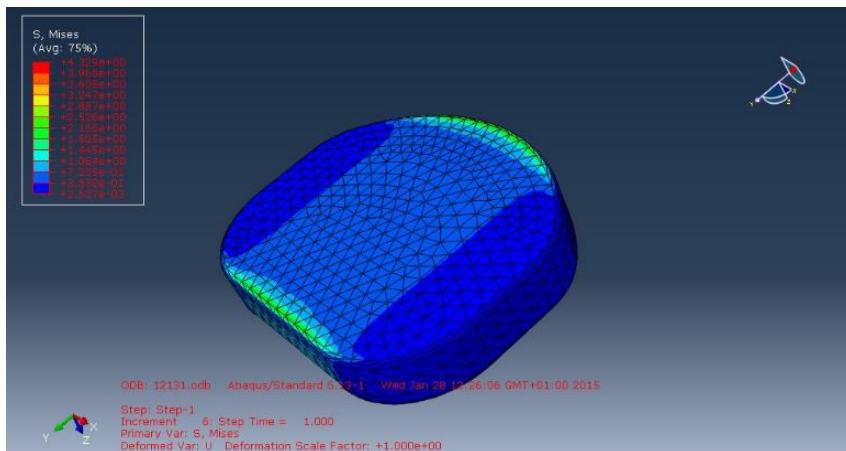
W przypadku poszczególnych elementów endoprotezy krążka międzykręgowego wybrano siatkę składającą się z trójkątów ze względu na dość skomplikowaną geometrię. Na podstawie danych literaturowych oraz wyników baz danych wynikających z przeprowadzonej analizy stwierdzono, iż w badanych poszczególnych elementach endoprotezy krążka międzykręgowego wkładka polietylenowa jest najbardziej narażona na uszkodzenie pod wpływem działających sił i obciążeń. Mimo, że jest ona pośrednio przymocowana do dolnej płytki to jednak niewielkie ryzyko uszkodzenia jej istnieje.

Wytrzymałość polietylenu wysokiej gęstości nie przekracza zwykle 18 MPa. Z analizy Hubera – Misesa (rys.18) wynika, że maksymalna wartość naprężeń zredukowanych dla wkładki polietylenowej wynosi w tym przypadku 2,5 Pa, co jest wartością całkowicie bezpieczną dla materiału i świadczy o tym, że ten element z pewnością nie ulegnie zniszczeniu ani trwałym odkształceniom plastycznym. Minimalna wartość naprężeń zredukowanych występujących na powierzchni tego elementu wynosi 0,7Pa.



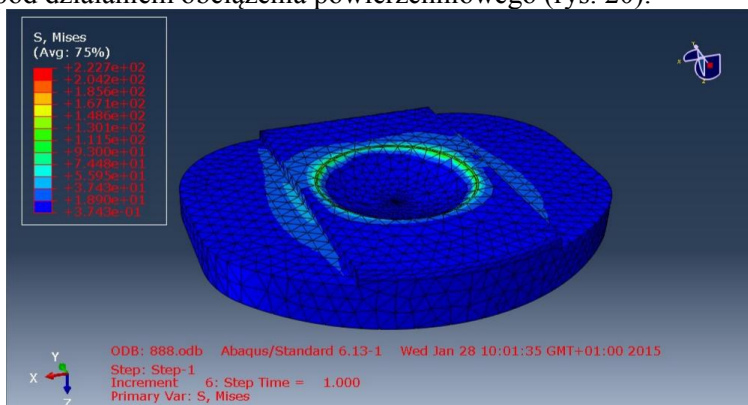
Rys.18. Rozkład naprężeń zredukowanych wkładki polietylenowej

Kolejnym elementem poddanym analizie metodą elementów skończonych jest płytka dolna, wykonana ze stopu na osnowie kobaltowej. W tym przypadku maksymalna wartość naprężeń zredukowanych wynosi 2,66Pa (rys. 19). Jest to także całkowicie bezpieczna sytuacja, szczególnie, że ten element bezpośrednio styka się z górną powierzchnią kręgu L3.



Rys.19. Rozkład naprężeń zredukowanych płytki dolnej CoCrMo

Ostatnim elementem poddanym analizie jest płytka górna. Bazując na wynikach analiz otrzymanych dla płytki dolnej i wkładki polietylenowej można przewidzieć, że analiza numeryczna płytki górnej również przebiegnie pomyślnie dla całego procesu symulacji zachowania się części endoprotezy pod działaniem obciążenia powierzchniowego (rys. 20).



Rys.20. Rozkład naprężeń zredukowanych płytki górnej CoCrMo

Maksymalna wartość naprężeń występuje w miejscu styku krawędzi tego elementu z częścią sferyczną polietylenowej wkładki. Ich wartość jest największa biorąc pod uwagę całą endoprotezę i wynosi 130 Pa. Jednak mimo to, nadal jest to sytuacja bezpieczna dla poprawnego funkcjonowania implantu w ciele człowieka.

7. Podsumowanie

Jednym z ważniejszych osiągnięć współczesnej medycyny jest możliwość zastąpienia uszkodzonej struktury ciała człowieka elementem sztucznym. Zabiegi tego typu możliwe są dzięki niesamowitemu postępowi techniki oraz coraz lepszej znajomości mechanizmów „zużywania się” naturalnych struktur występujących w organizmie człowieka. Jednak tylko w przypadku ścisłej współpracy środowisk medycznych i inżynierskich można osiągnąć zadowalające efekty.

Stabilizacja kręgosłupa jest od wielu lat uznanym sposobem leczenia bólu kręgosłupa związanego z degeneracją krążka międzykręgowego. Pomimo udowodnionej skuteczności głównym problemem jest wyłączenie ruchomości pewnego odcinka kręgosłupa. Znaczenie kliniczne jest prawdopodobnie niewielkie, niemniej od około 10 lat wielu chirurgów wraz z inżynierami stara się opracować metodę, która pozwala usunąć źródło bólu, bez zwiększania sztywności kręgosłupa. Aby tego uniknąć, wprowadzono sztuczny krążek międzykręgowy – implant zastępujący funkcję mechaniczną naturalnego krążka i zapewniający zakres ruchomości zbliżony do fizjologicznego.

Analiza wytrzymałościowa metodą elementów skończonych wspomagana komputerowo pozwala na szybkie i względnie dokładne uzyskanie wyników, których obliczenie drogą analityczną często jest wręcz niemożliwe biorąc pod uwagę złożoność analizowanych konstrukcji.

Na podstawie odrębnych analiz poszczególnych części endoprotezy stwierdzono, że obciążenie o wartości 400 N zadane na powierzchnie tych elementów w żaden sposób nie powoduje trwałych odkształceń ani uszkodzeń. Jest to więc bezpieczna wartość obciążenia dla zaprojektowanego sztucznego krążka międzykręgowego a dobrane do implantu materiały (polietylen wysokiej gęstości dla wkładki oraz stop CoCrMo dla płytek: górnej i dolnej) doskonale sprawdzają się w warunkach zadanej siły. Można zatem założyć, że endoproteza wykonana z takich elementów i materiałów doskonale sprawdzi się w warunkach codziennego użytkowania przez pacjentów z problemami dyskogennymi kwalifikującymi się do zabiegu endoprotezoplastyki krążka międzykręgowego.

Analiza wytrzymałościowa, nawet tak dokładna jak ta wykonana przez komputer metodą elementów skończonych, stanowi jedynie przybliżenie rzeczywistego stanu. Niemożliwe jest bowiem idealne dobranie wszystkich parametrów. Jednak mimo to stanowi ona pewną podstawę do dalszych badań i symulacji, bez których modelowanie układów struktur biomechanicznych nie mogłoby prawidłowo funkcjonować i rozwijać się.

Literatura

1. Andersson G.B.J., Deyo R.A., *History and physical examination in patients with herniated lumbar discs*, Spine, 1996, 21 (suppl.): 10S–18S.
2. Bartel D.L., Davy D. T., Keaveny T. M., *Orthopaedic Biomechanics*, New Jersey, 2006
3. Będziński R., *Biomechanika inżynierska, Zagadnienia wybrane*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997
4. Będziński R., Kędzior K., Kiwerski J., Morecki A., Skalski K., Wall A., *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna Tom 5*, Akademicka Oficyna Wydawnicza, Warszawa, 2004
5. Będziński R., *Budowa modeli fizycznych elementów kręgosłupa lędźwiowego*
6. Błaszczuk J., *Biomechanika kliniczna*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2004
7. Bochenek A., Reicher M., *Anatomia człowieka*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 1990
8. Borkowski P., Kędzior K., Krzesiński G., Wymysłowski P., Zagrajek T., *Badanie wybranych rozwiązań protez krążka międzykręgowego w odcinku lędźwiowym kręgosłupa*, XIX Konferencja Naukowo-Dydaktyczna TMM, Kraków, 2004
9. Borkowski P., Kędzior K., Krzesiński G., Marek P., Zagrajek T., *Metody CAD/FEM w analizie i projektowaniu implantów*, Górnictwo odkrywkowe, 5-6, s. 38-41, Wrocław, 2006
10. Borkowski P., *Modelowanie MES sztucznego krążka lędźwiowego odcinka kręgosłupa*, Przegląd Lekarski, 2007/64
11. Brinckmann P., Frobin W., Leivseth G., *Orthopädische Biomechanik*, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000
12. Buckwalter J.A., Cooper R.R., Maynard J.A., *Elastic fibres in human intervertebral discs*, J. Bone Joint Surgery, 1976, 58-A: 73-76.
13. Casser H.R., Forst R., *Neuroorthopädie – Rückenschmerz interdisziplinär*, Darmstadt, Steinkopf, 2004.
14. Cunningham B.W., Kotani Y., McNulty P.S., Cappuccino A., MxAfee P.C., *The effect of destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis*, Spine, 1997, 22(22): 2655-2663
15. Dąbrowski J. R., *Inżynieria ortopedyczna i rehabilitacyjna*, Wydawnictwo Politechniki Białostockiej, Białystok, 2004
16. Dietrich M., Borkowski P., Wymysłowski P., Kędzior K., Krzesiński G., Skalski K., Skowrodko J., Zagrajek T., *Badanie istniejących i nowych konstrukcji implantów krążka międzykręgowego*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Tom 5 - Biomechanika i Inżynieria Rehabilitacyjna, Rozdział 20.6, s. 1045-1062, Warszawa 2004
17. Donelson R., Aprill C., Medcalf R., Grant W., *A prospective study of centralization of lumbar and referred pain: a predictor of symptomatic discs and annular competence*, Spine, 1997, 22: 1115–1122
18. Dziewońska A., Kędzior K., Piechna J., Zagrajek T., *Poszukiwanie alternatywnych propozycji budowy implantu dysku międzykręgowego*, Acta Bioengineering Biomechanics, 2003

19. Glinkowski W., Ciszek B., *Wybrane zagadnienia morfologii i właściwości krążków międzykręgowych*, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, 2004, 6(2): 141-148.
20. Gzik M., *Biomechanika kręgosłupa człowieka*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007
21. Hildebrandt J., Müller G., Pfingsten M., *Lendenwirbelsäule Ursachen, Diagnostik und Therapie von Rückenschmerzen*, München, 2005.
22. Kokot G., *Wyznaczanie własności mechanicznych tkanek kostnych z zastosowaniem cyfrowej korelacji obrazu, nanoindentacji oraz symulacji numerycznych*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2013
23. Pezowicz C., *Biomechanika krążka międzykręgowego. Ocena przeciążeń oraz skutków wprowadzenia implantów*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2008
24. Pezowicz C., Szotek S., *Numeryczne i doświadczalne modelowanie oddziaływania implantu w kręgosłupie człowieka*, VII Krajowa Konferencja Komputerowe Wspomaganie Badań Naukowych, 2001, 115-120.
25. Richard A., Kullmer G., *Biomechanik. Grundlagen und Anwendungen auf den menschlichen Bewegungsapparat*, Springer Vieweg, Wiesbaden, 2013
26. Skoworodko J., Skalski K., Kędzior K., Zagrajek T., Borkowski P., *Implant krążka międzykręgowego kręgosłupa lędźwiowego*, Przegląd Lekarski, 2004, 4/61, 5 str.147-150
27. Schultz A.B., Ashton-Miller J.A., *Basic Orthopaedic Biomechanics; Biomechanics of the Human Spine*, New York, 1991
28. Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M., *Biomechanika narządu ruchu człowieka*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2011
29. Urban J.P., McMullin J.F., *Swelling pressure of the lumbar intervertebral discs: influence of age, spinal level, composition and degeneration*, Spine, 1988, 13(2): 179-187
30. *Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dn. 28 marca 2013 r. w sprawie wymagań dla Systemu Informacji Medycznej (Dz. U. poz. 463)*

The characteristics of microstructure and properties of different types of cast steel

Charakterystyka mikrostruktury i własności wybranych gatunków staliw

Streszczenie

W pracy wykazano jak ważną grupę materiałów inżynierskich stanowią staliwa. Przedstawiono główne sektory, w których stosuje się wyroby staliwne. Omówiono najważniejsze zalety oraz wady staliw. Przedstawiono ogólny podział stopów żelaza ze szczególnym uwzględnieniem staliw. Omówiono technologię wytwarzania wyrobów staliwnych. Scharakteryzowano najczęściej występujące w wyrobach staliwnych wady odlewnicze. Omówiono wpływ składu chemicznego staliw na mikrostrukturę oraz własności. Dokonano podziału staliw na poszczególne grupy, takie jak: staliwa narzędziowe, niestopowe (węglowe), żaroodporne, żarowytrzymałe, odporne na korozję oraz na ścieranie. Scharakteryzowano każdą z grup pod kątem zastosowania, składu chemicznego oraz własności. Część badawcza pracy obejmuje charakterystykę mikrostrukturalną wybranych gatunków staliw niestopowych (węglowych) oraz odpornych na ścieranie. Analizie mikrostrukturalnej poddano próbki następujących gatunków staliw niestopowych (węglowych): GS52 oraz 270-480W, oraz próbki następujących gatunków staliw odpornych na ścieranie: L45G oraz L35GSM. Przeprowadzona analiza mikrostruktur wykazała duże różnicowanie pomiędzy staliwami należącymi do grupy staliw niestopowych (węglowych), a grupą staliw odpornych na ścieranie. W strukturze badanych gatunków staliw niestopowych (węglo-

Abstract

A theme of the paper emphasizes the importance of cast steel. It also presents the major sectors in which cast steel products are used. Main advantages and disadvantages of cast steel were described in the paper. It also presents a general iron alloys classification including a cast steel classification. The paper characterizes the technologies of cast steel generation. The most common defects of cast steel products were also indicated. The impact of chemical composition on cast steel microstructure and properties was discussed. What is more, the paper shortly describes the division of cast steel groups which include tool steel, non-alloy (carbon) cast steel, heat resistant steel, creep-resisting steel, wear resistant and nonweathering steel. Each of them has been characterized in terms of its application, chemical analysis and properties. The theoretical part of the paper focuses mainly on non-alloy (carbon) cast steel and wear resistant steel, whereas the research concerns the microstructural characteristic of particular types of non-alloy (carbon) cast steel. The specimens of non-alloy (carbon) cast steel, such as GS52, 270-480W, and wear resistant cast steel, such as L45G and L35GSM were analyzed. The analysis showed great differences between groups of non-alloy (carbon) cast steel and wear resistant cast steel. The structure of analyzed non-alloy (carbon) cast steel indicated the presence of Widmanstätten ferrite. An observation of the specimens of

¹ amaruszczyk@gmail.com, Instytut Inżynierii Materiałowej, Wydział Inżynierii Produkcji i Technologii Materiałów, Politechnika Częstochowska

² klaudia.klima93@gmail.com, Instytut Inżynierii Materiałowej, Wydział Inżynierii Produkcji i Technologii Materiałów, Politechnika Częstochowska

³ kolan@wip.pcz.pl, Instytut Inżynierii Materiałowej, Wydział Inżynierii Produkcji i Technologii Materiałów, Politechnika Częstochowska

wych) zauważono obecność ferrytu Widmanstättena. Obserwacja mikrofotografii próbek staliw odpornych na ścieranie pozwoliła stwierdzić, iż posiadają one znaczenie bardziej drobną strukturę, niż badane staliwa niestopowe (węglowe). Co więcej, zestawiono również skład chemiczny założony w normach przedmiotowych dla danych gatunków staliw z rzeczywistym składem chemicznym badanych próbek. Przedstawiono wyniki pomiarów twardości badanych gatunków staliw. W pracy wykazano bezpośredni związek pomiędzy mikrostrukturą badanych staliw, a ich twardością.

Słowa kluczowe: stopy żelaza, staliwo, wytwarzanie staliwa

wear resistant cast steel proved that they have significantly finer structure than non-alloy (carbon) cast steel. Moreover, the chemical analysis assumed for particular types of cast steel was collated with the actual chemical analysis of specimens. The paper presents the results of hardness testing of different types of cast steel and collates them with the standard values for particular steel types. It also portrays a direct relationship between the microstructure and hardness of analyzed types of cast.

Keywords: iron alloys, cast steel, cast steel generation

1. Wstęp

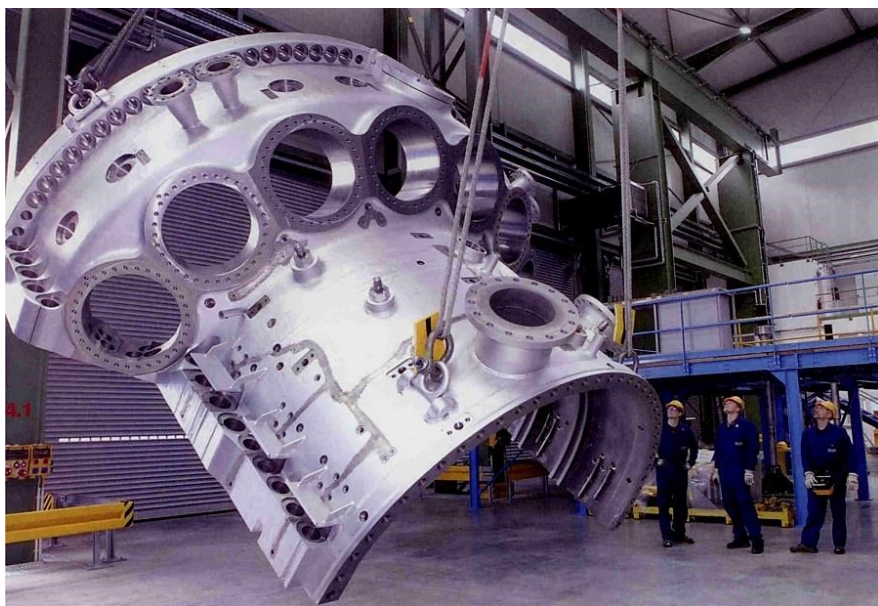
Techniczne stopy żelaza można podzielić na kilka grup. Najważniejsze z nich to stale, staliwa, żeliwa oraz surówki. Techniczny stop żelaza z węglem oraz pierwiastkami stopowymi, zawierający do 2% węgla, w zależności od metody wytwarzania nazywa się stalą bądź staliwem. Zasadnicza różnica pomiędzy nimi polega na technologii wytwarzania. Staliwo po otrzymaniu ciekłego metalu w procesie stalowniczym odlewa się do form odlewniczych, a krzepnący w nich odlew stanowi gotowy produkt. Natomiast ze stali wytwarza się półprodukty m.in. wlewki ciągłe oraz kęsy, które następnie poddaje się przeróbce plastycznej celem nadania kształtu gotowego wyrobu [1]. Odlewanie stali do form odlewniczych pozwala uzyskać ogromne oszczędności materiałowe wynikające ze znacznie mniejszych nakładów na obróbkę mechaniczną przy wytwarzaniu części maszyn, w porównaniu z wytwarzaniem poprzez obróbkę skrawaniem. Obecnie ok. 80% wszystkich części maszyn wykonuje się ze staliwa. Wyroby staliwne charakteryzują się dobrymi własnościami mechanicznymi oraz dobrą spawalnością, szczególnie przy niskiej zawartości węgla i dodatków stopowych [2]. Największe zapotrzebowanie na elementy staliwne zauważa się w następujących sektorach: przemysł wydobywczy, metalurgiczny, przetwórczy oraz energetyka. W Polsce w 2009 roku wyprodukowano 920 tys. ton odlewów, co sprawia, iż nasz kraj pod tym względem plasuje się na 6 miejscu w Unii Europejskiej [3, 4].

Celem pracy jest scharakteryzowanie technologii wytwarzania staliw. W pracy przedstawiono podstawowy podział staliw. Część badawcza pracy obejmuje charakterystykę mikrostruktur oraz własności wybranych gatunków staliw niestopowych (węglowych) oraz odpornych na ścieranie. W pracy dokonano zestawienia rzeczywistego składu chemicznego badanych próbek ze składem zawartym w przewidzianych dla nich normach przedmiotowych.

2. Wytwarzanie odlewów stalowych

Produkcja odlewów zarówno stalowych, jak i odlewów innych metali polega na nadaniu przedmiotowi kształtów poprzez doprowadzenie do uprzednio przygotowanej formy ciekłego metalu. W wyniku wypełnienia wnęki formy uzyskuje się element o kształtach odpowiadających modelowi, który posłużył do wykonania formy. Wewnętrzne kształty odlewanego przedmiotu zostają odtworzone przez rdzenie.

Odlewnictwo stanowi dzisiaj jedną z najważniejszych gałęzi przemysłu metalowego. Wynika to m.in. z możliwości otrzymywania poprzez odlewanie elementów o dużych wymiarach i skomplikowanych kształtach. Wykonywanie takich wyrobów technikami wiórowymi wiąże się z dużo wyższymi nakładami na robociznę oraz dużymi stratami materiałowymi. Przykład wielkogabarytowego wyrobu o skomplikowanych kształtach, otrzymanego poprzez odlewanie przedstawiono na rys. 1. Odlewnictwo pozwala również na wytwarzanie wyrobów charakteryzujących się poprawnością wymiarową oraz stosunkowo dobrym stanem powierzchni [2].



Rysunek 1. Stalowy odlew obudowy turbiny [5]

Proces produkcji odlewu można umownie podzielić na kilka etapów, tj. przygotowanie ciekłego metalu, przygotowanie formy odlewniczej, zalewanie uprzednio przygotowanej formy, krzepnięcie odlewu, a także wybicie odlewu z formy oraz obróbkę wykańczającą [1].

2.1. Wytop stali na odlewy

Obecnie w większości krajowych odlewni produkujących odlewy stalowe wykorzystuje się elektryczne piece łukowe jako podstawowe medium topiące. Nieco mniejszym uznaniem cieszą się piece indukcyjne. Piece do wytopu stali muszą być w stanie osiągnąć temperaturę rzędu 1600°C. W przemyśle odlewniczym wykorzystuje się najczęściej piece o pojemności wsadu do 15 Mg.

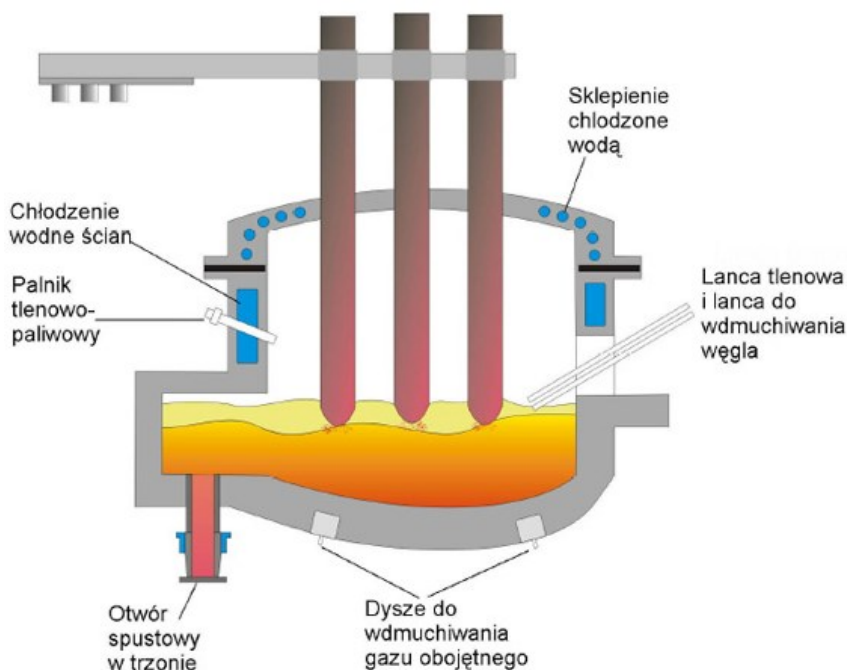
W elektrycznym piecu łukowym źródło ciepła stanowi łuk elektryczny, płonący pomiędzy elektrodami bądź pomiędzy elektrodami a wsadem. Piece wykorzystywane w krajowych odlewniach charakteryzują się zasadowym wyłożeniem, co pozwala na odsiarczanie oraz odfosforowanie ciekłego metalu [6]. Fotografie elektrycznego pieca łukowego przedstawiono na rys. 2.



Rysunek 2. Elektryczny piec łukowy [7]

Piec łukowy zbudowany jest z pancierza składającego się ze stalowej blachy. W pancerzu ulokowane są otwory na okno robocze i otwór spustowy. Okno robocze jest stosowane do wykonywania zabiegów technologicznych, tj. wprowadzanie dodatków stopowych, ściąganie żużla, ładowanie dodatków żuzłotwórczych oraz pomiaru temperatury. Ciekły metal z pieca jest spuszcany do kadzi za pomocą rynny spustowej, która znajduje się po prze-

ciwej stronie okna roboczego. Trzon pieca stanowi warstwowy układ mający za zadanie izolować ciekły metal od otoczenia. Sklepienie pieca jest zbudowane z pierścienia stalowego, chłodzonego wodą oraz materiałów ogniotrwałych. Sklepienie elektrycznego pieca łukowego musi być wykonane z materiałów najwyższej jakości, gdyż jest silnie narażone na oddziaływanie łuku elektrycznego. Elektrody w piecu łukowym dostarczające energię elektryczną do wnętrza pieca, zamocowane są na uchwycie i wprowadzane do pieca otworami w sklepieniu. Elektrody najczęściej wykonane są z grafitu [8]. Uproszczony schemat budowy elektrycznego pieca łukowego przedstawiono na rys. 3.



Rysunek 3. Budowa elektrycznego pieca łukowego [9]

Wsad w elektrycznym piecu łukowym składa się z [10]:

- złomu stalowego;
- topników;
- nawęgla czy;
- dodatków stopowych;
- odtleniaczy;
- pniaczy żużla.

Ładowanie wsadu do dużych jednostek topiących przeprowadza się za pomocą koszy załadowniczych, po uprzednim usunięciu sklepienia. Roztopianie wsadu rozpoczyna się w momencie nałożenia na kocioł sklepienia, opuszczeniu elektrod oraz włączeniu prądu. Następnie do kąpeli metalowej wprowadza się dodatki stopowe oraz przeprowadza odtlenianie, najczęściej żelazokrzemem, po czym następuje spust ciekłego metalu do kadzi [6].

Wytapianie stali, bazując na złomie, jest istotnym elementem racjonalnej gospodarki surowcami naturalnymi. Wykorzystywanie złomu stalowego w procesach metalurgicznych stawia przed odlewniami bardzo trudne zadanie, jakim jest wyjątkowo skrupulatny dobór złomu pod kątem składu chemicznego, wymagane dla danego gatunku otrzymywanej stali [11].

2.2. Zalewanie formy i krzepnięcie odlewu

Formy odlewnicze dzieli się na jednorazowe oraz trwałe. Formy jednorazowe dominują w przypadku wytwarzania odlewów ze stopów żelaza [2, 12].

Ciekły metal spuszcza się z pieca do kadzi odlewniczej, która jest urządzeniem służącym do transportu ciekłego metalu na terenie odlewni. Struga ciekłego metalu jest wlewana poprzez wlew główny do wnętrza formy. Wlewanie metalu do formy przeprowadza się w sposób zapobiegający dostaniu się żużla do formy. Aby uniknąć zaciągnięcia do wnętrza formy powietrza mogącego spowodować powstanie pęcherzyków wewnątrz metalu, formę zalewa się ze stałą prędkością. Ciekły metal przepływa przez układ wlewowy wypełniając całkowicie wnękę formy ciekłym metalem [2,13].

Sposób wypełniania formy, a właściwie błędy popełnione na etapie projektowania odlewu, są przyczyną powstania ok. 85% problemów związanych z zalewaniem formy. Do najważniejszych czynników decydujących o prawidłowym wypełnieniu formy zalicza się: odpowiednio dobrane elementy układu wlewowego, temperaturę zalewania oraz prędkość zalewania. Proces zalewania formy jednorazowej ciekłym metalem wprost z kadzi odlewniczej przedstawiono na rys. 4 [2, 10].



Rysunek 4. Zalewanie formy ciekłym metalem w jednej z krajowych odlewni [14]

Proces krzepnięcia odlewu, z fizykochemicznego punktu widzenia, jest niezwykle złożony. Warunki krzepnięcia mają bardzo duże znaczenie dla własności oraz struktury odlewanej materiału. Zasadniczym czynnikiem decydującym o prawidłowym przebiegu krzepnięcia odlewu jest prawidłowe zaprojektowanie odlewu, w sposób zapewniający m.in. odpowiednie warunki do odprowadzenia ciepła z wnętrza formy [8]. Krzepnięcie odlewu można podzielić na kilka etapów [12]:

- stygnięcie metalu będącego w ruchu;
- odprowadzenie ciepła ze znajdującego się w formie nieruchomego metalu;
- krzepnięcie metalu;
- stygnięcie zakrzepłego odlewu w formie;
- stygnięcie odlewu po wybicciu z formy.

Podczas krzepnięcia odlewu zachodzą zmiany objętości materiału. Zjawisko takie nazywa się skurczem odlewniczym. Zjawiska związane ze skurczem odlewniczym, przy złym zaprojektowaniu technologii odlewniczej, mogą doprowadzić do najczęstszych wad odlewów, tj. jam skurczowych oraz rzadzisz [10, 12]. Przykład jamy skurczowej, ujawnionej w odlewie po obróbce mechanicznej przedstawiono na rys. 5.

Nieodpowiednie odprowadzenie ciepła od krzepnącego odlewu może doprowadzić do niejednorodności składu chemicznego w obrębie odlewu, a co

za tym idzie, miejscowej anizotropii własności. Zbyt niska gazoprzepuszczalność masy formierskiej może być przyczyną powstania pęcherzów powietrznych w odlewie [15, 16].



Rysunek 5. Przykład jamy skurczowej ujawnionej w odlewie po głębokiej obróbce mechanicznej [17]

2.3. Wykańczanie odlewów

Do zabiegów wykańczających odlewy zalicza się wszystkie czynności wykonywane od momentu wydostania formy wraz z odlewem ze skrzyni formierskiej. W dalszej kolejności następuje oddzielenie resztek masy od odlewu. W celu usunięcia masy z odlewu stosuje się tzw. kraty wibracyjne.

Po oddzieleniu masy formierskiej od odlewu oczyszcza się powierzchnię odlewu oraz usuwa układ wlewowy. Oczyszczaniem odlewu nazywa się czynności mające na celu usunięcie z jego powierzchni zanieczyszczeń niemetalicznych, w tym przywierających resztek masy oraz warstw tlenkowych. W większości krajowych zakładów odlewniczych do oczyszczania powierzchni małych i średnich odlewów stosuje się metodę oczyszczania wirnikowo-śrutową. Metoda ta polega na bombardowaniu powierzchni odlewu metalowym śrutem z prędkością $40\div 75\text{m/s}$. Podczas wykańczania odlewów wykonuje się również naprawy wad odlewniczych, które można sklasyfikować następująco [1,2]:

- prostowanie;
- czopowanie;
- spawanie.

Na etapie wykańczania, odlewy poddawane są obróbce cieplnej, która ma na celu polepszenie ich własności. Obróbka cieplna odlewów jest zabiegiem koniecznym, gdyż tylko w ten sposób można ulepszyć charakterystyczną dla odlewów niejednorodną i gruboziarnistą strukturę. W celu ujednorodnienia struktury odlewów przeprowadza się tzw. wstępne operacje obróbki cieplnej, które składają się z nagrzania odlewu do określonej temperatury i utrzymania go w tej temperaturze przez określony czas, a następnie chłodzeniu zapewniającym równowagowe warunki dla przemian fazowych. Inne operacje obróbki cieplnej, tj. hartowanie czy przesycanie, są wykonywane w celu nadania wyrobowi określonych cech, np. wyższej twardości [18, 19].

3. Podział staliw

Staliwa to odlewnicze stopy żelaza z węglem i innymi pierwiastkami stopowymi o zawartości węgla do ok. 2%. Zawartość poszczególnych pierwiastków niewątpliwie wpływa na własności wytrzymałościowe oraz strukturę.

Do podstawowych pierwiastków wchodzących w skład staliw nie-stopowych, oprócz węgla, zalicza się: Mn, Si, P, S. Natomiast dopuszczalna jest również zawartość Cr, Ni, Cu, Mo, V. Maksymalne stężenia tych pierwiastków wg PN-ISO3755-1994 wynoszą odpowiednio: Cr (max. 0,35%), Ni (max. 0,40%), Cu (max. 0,40%), Mo (max. 0,15%) oraz V (0,05%). Staliwa mają szerokie spektrum zastosowań. Z tego względu dzieli się je na: narzędziowe, węglowe, żaroodporne, żarowytrzymałe, odporne na korozję i odporne na ścieranie oraz niestopowe [20].

3.1. Staliwa niestopowe

Staliwa niestopowe to stopy żelaza z węglem o maksymalnej zawartości węgla do 2%. W praktyce zawartość ta może się wahać od 0,1÷0,6%. Natomiast zawartość tego pierwiastka ma istotny wpływ na własności staliw. Wzrost zawartości węgla do 0,8% objawia się występowaniem charakterystycznej struktury ferrytyczno-perlitycznej. W przypadku, gdy zawartość węgla jest większa niż 0,8%, w strukturze, oprócz perlitu, obecny jest również cementyt wtórny. Zmiana zawartości węgla znacznie wpływa na własności mechaniczne oraz plastyczne, a przede wszystkim pogarsza spawalność staliw [20, 21].

3.2. Domieszki i dodatki stopowe w staliwach

Dodatki stopowe to metale lub inne substancje dodawane w niewielkich ilościach w celu zmodyfikowania właściwości staliwa. Jako domieszki występują najczęściej mangan, krzem, fosfor, siarka, a także wodór, azot i tlen [8].

Siarka należy do pierwiastków praktycznie nierozpuszczalnych w żelazie, tworząc z nim siarczek żelaza. Związek ten jest łatwo topliwy, a temperatura, w której przechodzi ze stanu stałego w ciekły wynosi 1193°C. FeS (zawiera ok. 58% siarki) ze względu na niższą plastyczność wydzieleni powoduje kruchość stali na gorąco, dlatego dąży się aby siarka występowała w postaci związku z manganem tworząc siarczek manganu MnS, który jest znacznie mniej szkodliwy. Dopuszczalna zawartość siarki w staliwie nie może przekraczać 0,035%, a jej obecność znacznie wpływa na:

- obniżenie własności plastycznych;
- występowanie kruchości na gorąco;
- polepszenie obrabialności staliw.

Fosfor, podobnie jak siarka, występuje w postaci rud żelaza i w znacznych ilościach przyczynia się do pogorszenia własności staliw. Przyjmuje się, że maksymalna zawartość fosforu nie może przekraczać 0,035%, gdyż obecność fosforu powyżej 0,1% może powodować tzw. kruchość na zimno. Dodatkowo, wzrost stężenia tego pierwiastka może silnie obniżać plastyczność i powodować segregację. Należy jednak zauważyć, że w szczególnych przypadkach wyższa zawartość fosforu może być korzystna. W stalach automatowych zawartość fosforu powyżej 0,1% znacznie przyczynia się do poprawy skrawalności, zaś powyżej 0,35% zwiększa odporność na korozję i zużycie ścierne [4,8]. Do korzystnych domieszek występujących w staliwach zalicza się przede wszystkim: Mn (do 0,7%), Si (do 0,4%), P (do 0,05%) oraz Cu, Mo, Ni, V, Cr.

Mangan wprowadzany jest do staliw, aby zainicjować proces odtlenienia, czyli usunięcia szkodliwego tlenku żelaza, powodującego znaczne pogorszenie właściwości, a także zneutralizować szkodliwe działanie siarki. Natomiast zawartość krzemu w staliwie wynosi maksymalnie 0,4%, a jego obecność zapobiega segregacji siarki i fosforu oraz niewątpliwie wpływa na:

- zwiększenie lejności staliwa;
- zwiększenie twardości i wytrzymałości na rozciąganie;
- pogorszenie spawalności;
- zmniejszenie zawartości tlenu.

Wymienione wcześniej gazy: tlen (max. zawartość 70 ppm), azot (max. 120 ppm) i wodór (max. 2 - 4 ppm) występują w znikomych ilościach, mimo to ich obecność silnie wpływa na pogorszenie plastyczności staliw. Tlen w czasie krystalizacji przyczynia się do segregacji siarki i fosforu, wskutek

czego w pewnych miejscach zawartość P i S będzie dość znaczna, co będzie powodować kruchość materiału. Z kolei azot może występować w postaci azotków, które mają zdolność do przesuwania progu kruchości do wyższej temperatury, co jest przyczyną powierzchniowych mikropęknięć [8].

Maksymalna zawartość miedzi jest ograniczona do 0,2%, a obecność tego pierwiastka znacznie zwiększa odporność materiału na korozję atmosferyczną oraz prowadzi do umocnienia wydzieleniowego.

Należący do pierwiastków stopowych molibden przyczynia się do polepszenia właściwości staliw: zwiększa hartowność, podnosi wytrzymałość i odporność na pełzanie oraz zmniejsza kruchość. Wzrost jego zawartości wpływa negatywnie na spawalność staliw.

Nikiel w małych ilościach (0,5÷1%) ma na celu polepszenie hartowności. Przy zawartości 3÷9% powoduje obniżenie temperatury przejścia staliw w stan kruchy. Natomiast wzrost obecności do ponad 8% w staliwach odpornych na korozję i żaroodpornych ma na celu stabilizację austenitu.

Wanad dodawany jest do staliw w celu zwiększenia hartowności oraz umacniania wydzieleniowego przy zawartości do 0,2%. Dodanie większych ilości powoduje zwiększenie odporności na zużycie ścierne.

Chrom, podobnie jak wanad, dodawany jest w celu uzyskania wyższej hartowności staliw. Natomiast przy większych ilościach (ponad 2%) zwiększa odporność na ścieranie. Zawartość chromu powyżej 10,5% powoduje lepszą odporność na korozję oraz utlenianie. Dlatego jest jednym z podstawowych pierwiastków występujących w staliwach: odpornych na korozję, żaroodpornych i żarowytrzymałych [21].

3.3. Staliwa stopowe

Staliwa stopowe to takie, które w swoim składzie chemicznym zawierają przede wszystkim węgiel oraz inne dodatki stopowe, których zawartość waha się od kilku do kilkudziesięciu procent. Obecne w materiale dodatki stopowe wprowadza się w celu uzyskania odpowiednich właściwości, m.in. podwyższenie hartowności oraz uzyskania pożądanych właściwości fizycznych, wytrzymałościowych oraz określonych zmian w strukturze.

Podział staliwa stopowego, w zależności od zawartości pierwiastków stopowych [12,20] :

- niskostopowe, w których łączny udział pierwiastków stopowych wynosi max. 2,5%;
- średniostopowe, w których łączny udział pierwiastków stopowych waha się w przedziale 2,5÷5%;
- wysokostopowe, w których łączny udział pierwiastków stopowych wynosi powyżej 5%.

Najszerze zastosowanie mają staliwa stopowe narzędziowe, które cechują się wyższą zawartością węgla i dodatków stopowych. Głównymi składnikami strukturalnymi staliwa są węgliki chromu, wolframu i molibdeny. Polska Norma PN-90/H-83161 obejmuje występowanie 18 gatunków staliw narzędziowych do pracy na zimno i na gorąco. Staliwa te charakteryzują się znacznie wyższą twardością, kruchością oraz zapewniają dużą odporność na zużycie ściernie. Główne zastosowanie stali narzędziowych to matryce kuźnicze, formy i wkładki do odlewania stopów Al i Cu oraz walce hutnicze.

Kolejną grupą staliw charakteryzujących się wysoką zawartością chromu (ok. 7÷28%) to staliwa żaroodporne i żarowytrzymałe. Dodatek Cr nadaje wysoką odporność na działanie gazów utleniających przy wysokich temperaturach oraz wytrzymałość na pełzanie [2, 20].

Inną grupę staliw stopowych stanowią staliwa odporne na korozję, które w zależności od składu chemicznego, wykazują strukturę martenzytyczną, austenityczną lub austenityczno-ferrytyczną. Podstawowym dodatkiem stopowym jest chrom, natomiast w przypadku staliw charakteryzujących się strukturą austenityczną, nikiel. Znajdują zastosowanie głównie na odlewy odporne na: korozję atmosferyczną, działanie kwasów zarówno organicznych, jak i nieorganicznych. Wykorzystywane są także na wały turbin wodnych, parowych oraz w armaturze wodnej.

Stopowe staliwa konstrukcyjne charakteryzują się zawartością węgla w przedziale od 0,25 do około 0,5%. Natomiast udział dodatków stopowych: Si (max. 0,8%), Cr (max. 2,6%), Ni (max. 3,75%), Mo (max. 0,55%) i V (max. 0,3%). Odpowiedni dobór pierwiastków stopowych zapewnia dużą wytrzymałość i ciągliwość. Dzięki temu znajdują one zastosowanie m.in. wkołach elektrowozów, kołach jezdnych, linowych i łańcuchowych dźwigów.

Staliwa odporne na ścieranie mają wyższą zawartość węgla oraz Cr, Mo lub Ni. Materiały te charakteryzują się wysoką wytrzymałością na rozciąganie, ok. 1000MPa, oraz wysoką ciągliwością w stosunku do niewielkiej twardości wynoszącej ok. 300 HBW. Odporność na ścieranie zależy nie tylko od właściwości mechanicznych samego materiału, ale także od mechanizmu procesu, który wywołuje to zużycie. Odporność staliw na zużycie ściernie jest wynikiem umacniania się austenitu oraz zachodzącej przemiany martenzytycznej. Dzięki takim właściwościom, staliwa te stosuje się m.in. na części kruszarek, łamaczy i młynów, czy koła jezdne suwnic i żurawi [20].

4. Charakterystyka mikrostruktury i własności wybranych gatunków staliw

4.1. Materiał i metodyka badań

Materiał badawczy stanowiły próbki czterech gatunków staliw:

- niestopowych (węglowych) GS52 oraz 270-480W;
- odpornych na ścieranie L45G oraz L35GSM.

Próbki zostały poddane badaniom w stanie surowym, bez obróbki cieplnej. Za pomocą spektrometru emisyjnego Spectrolab LavL7 przeprowadzono analizę składu chemicznego. Pomiar twardości został przeprowadzony używając twardościomierza firmy Future-Tech model FV-700. Pomiar wykonano metodą Vickersa, przy użyciu obciążenia 294,2N w czasie 10s. W celu przeprowadzenia analizy strukturalnej użyto mikroskopu optycznego Axiovert 25 firmy Carl Zeiss Jena.

4.2. Wyniki badań i ich analiza

W tabeli 1 oraz tabeli 2 przedstawiono składy chemiczne badanych staliw niestopowych (węglowych): GS52 i 270-480W, natomiast w tabeli 3 oraz tabeli 4 przedstawiono składy chemiczne badanych staliw odpornych na ścieranie: L45G oraz L35GSM. W tabeli 5 zamieszczono wyniki pomiarów twardości badanych gatunków staliw. W celu weryfikacji jednorodności własności materiału dla wykonanych pomiarów twardości, obliczono współczynnik zmienności. Mikrostruktury staliw GS52, oraz 270-480W przedstawiono na rys. 6÷9, natomiast mikrostruktury staliw odpornych na ścieranie L45G oraz L35GSM przedstawiono na rys. 10÷13.

Tabela 1. Skład chemiczny próbki staliwa GS52 [% wag.]

C	Si	Mn	P	S	Cr	Cu	Mo	Fe
0,31	0,48	0,46	0,016	0,008	0,13	0,14	0,02	reszta

Źródło: Opracowanie własne

Tabela 2. Skład chemiczny próbki staliwa 270-480W [% wag.]

C	Si	Mn	P	S	Cr	Cu	Mo	Fe
0,23	0,57	1,38	0,022	0,004	0,16	0,09	0,01	reszta

Źródło: Opracowanie własne

Tabela 3. Skład chemiczny próbki staliwa L45G [% wag.]

C	Si	Mn	P	S	Cr	Cu	Mo	Fe
0,43	0,36	1,41	0,026	0,006	0,18	0,11	0,03	reszta

Źródło: Opracowanie własne

Tabela 4. Skład chemiczny próbki staliwa L35GSM [% wag.]

C	Si	Mn	P	S	Cr	Cu	Mo	Fe
0,37	0,70	1,27	0,026	0,003	0,14	0,11	0,32	reszta

Źródło: Opracowanie własne

Tabela 5. Zestawienie twardości badanych gatunków staliw

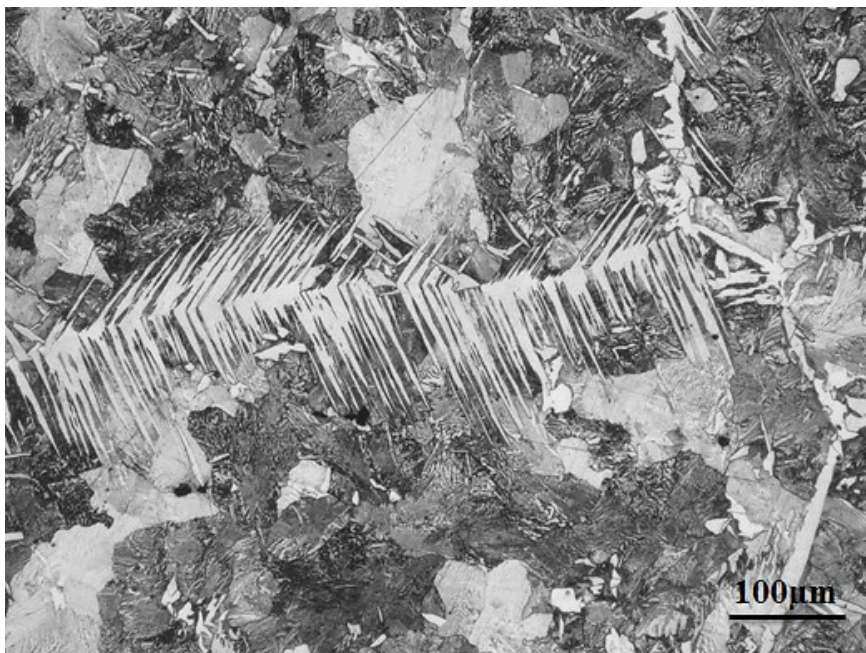
GATUNEK	GS52	270-480W	L45G	L35GSM
HV30ŚREDNIE	210	224	292	328
ODCHYLENIE STANDARDOWE	0,6	6	2,1	7
WSPÓLCZYNIK ZMIENNOŚCI [%]	0,27	2,67	0,71	2,13

Źródło: Opracowanie własne

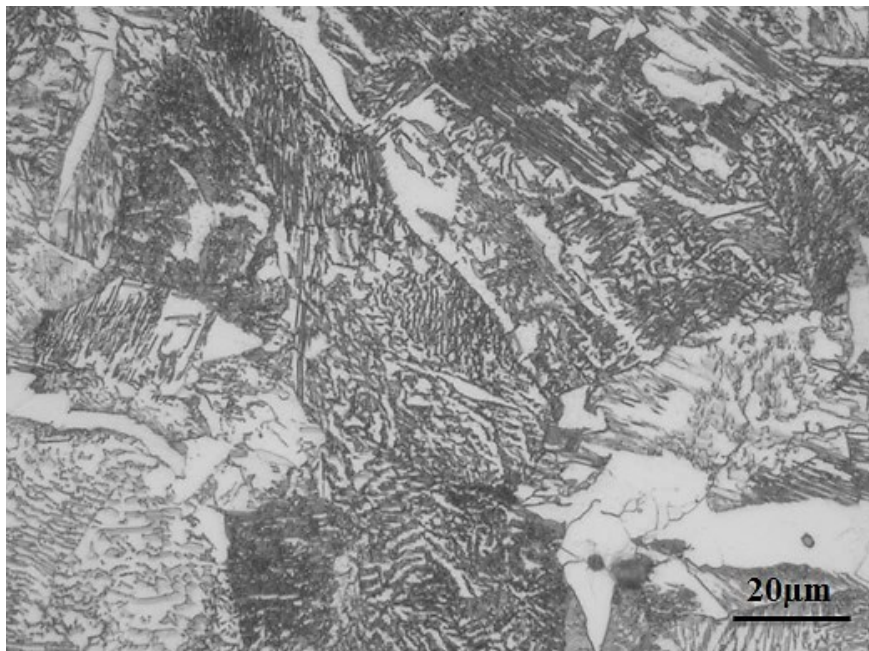
Analiza składu chemicznego staliwa GS52 wykazała zbliżoną zawartość węgla, natomiast niższą zawartość krzemu i manganu w stosunku do staliwa 270-480W. Różnice te mogły spowodować umocnienie roztworowe staliwa 270-480W, przez co nastąpiło zwiększenie twardości materiału.

Staliwo niskostopowe L45G w stosunku do staliwa L35GSM charakteryzuje się wyższą zawartością węgla i manganu, natomiast niższą zawartością krzemu. Stwierdzono, iż wszystkie badane gatunki staliw są zgodne z normami przedmiotowymi (PN-ISO 3755:1994, DIN 1681 1.0552 oraz PN-88/H-83160) w aspekcie składu chemicznego.

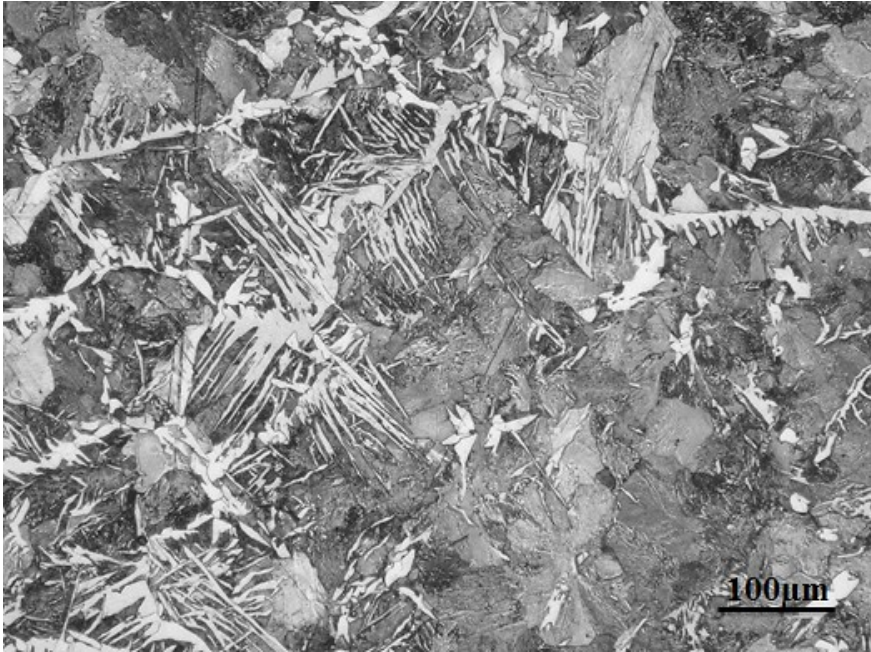
Twardość badanych gatunków staliw niskostopowych odpornych na ścieranie jest zdecydowanie wyższa w stosunku do staliw niestopowych (węglowych) i wynosi odpowiednio 292HV dla staliwa L45G oraz 328HV dla staliwa L35GSM. Najniższą wartość współczynnika zmienności twardości wykazało staliwo GS52, co świadczy o dużym stopniu jednorodności materiału.



Rysunek 6. Mikrostruktura staliwa GS52, pow. 100x



Rysunek 7. Mikrostruktura staliwa GS52, pow. 500x



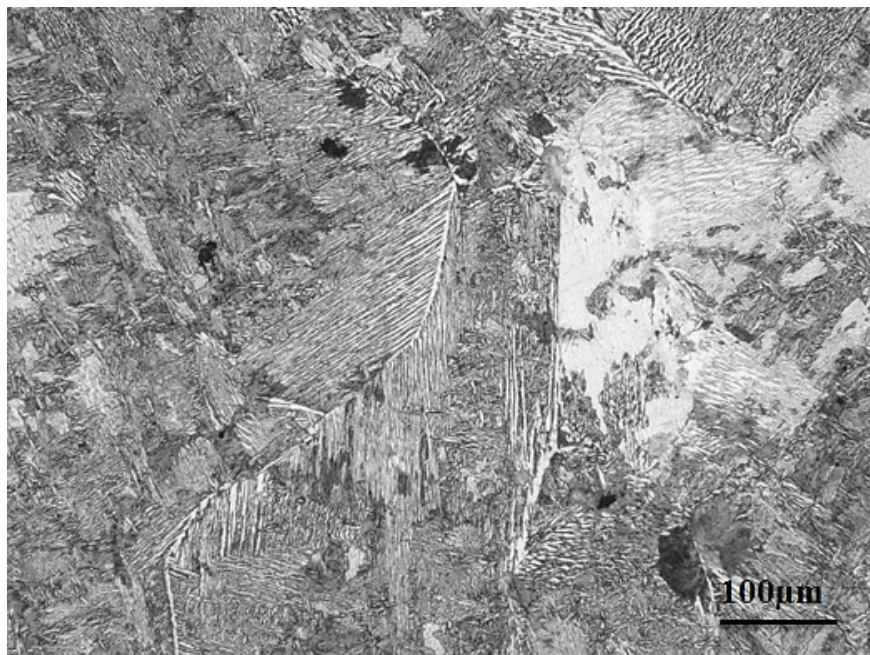
Rysunek 8. Mikrostruktura staliwa 270-480W, pow. 100x



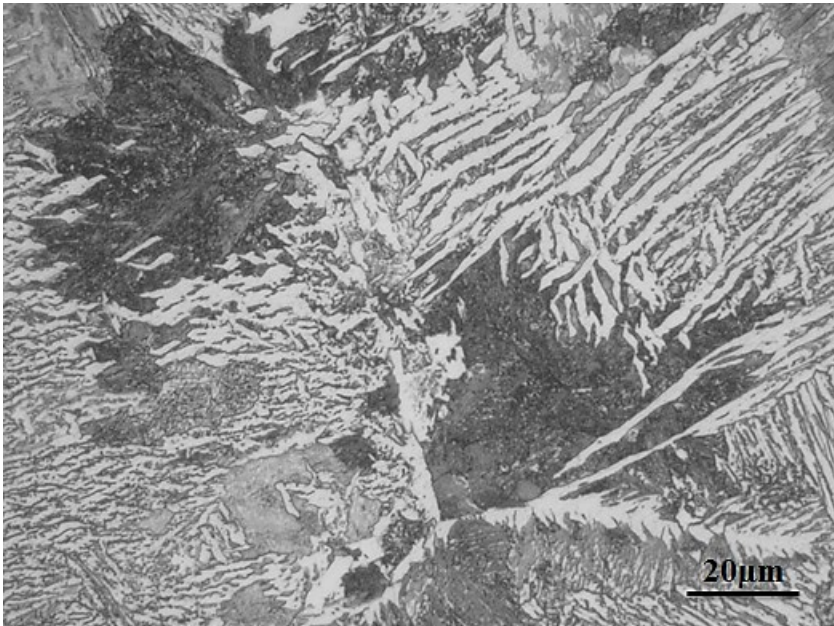
Rysunek 9. Mikrostruktura staliwa 270-480W, pow. 500x

Mikrostruktura staliwa węglowego GS52 widoczna na rysunkach 6 oraz 7 przedstawia ferryt i perlit. Ferryt w układzie Widmannstättena rozmieszczony jest po granicach ziaren byłego austenitu. Przyspieszone chłodzenie spowodowało powstanie struktur perlitu nierównowagowego (quasi perlitu). Mikrostruktura obserwowana przy powiększeniu 500x (rys.7) wykazuje różnice w dyspersji płytek cementytu w perlicie. Widoczne są wtrącenia siarczków oraz ferryt po granicach kolonii perlitycznych.

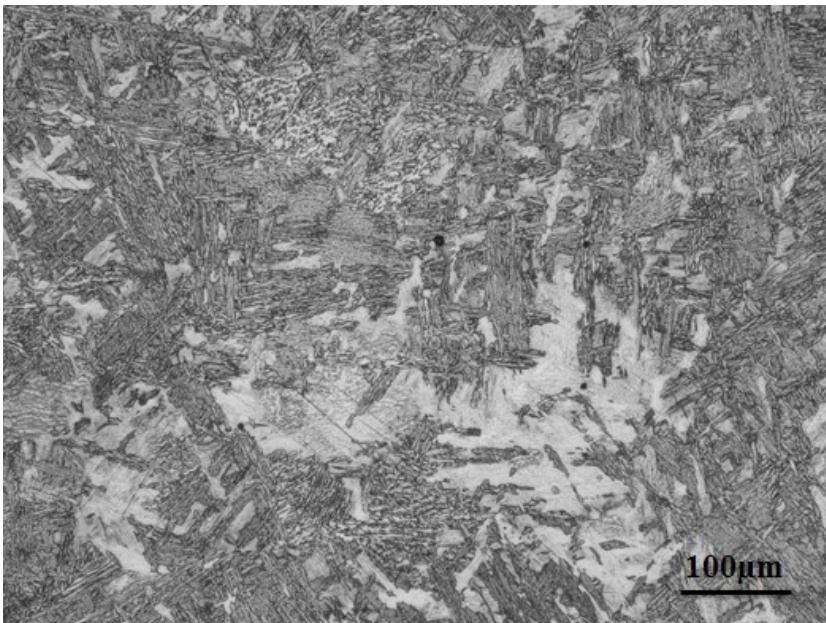
Przedstawiona na rysunku 8÷9 mikrostruktura staliwa 270-480W posiada podobny charakter jak staliwo GS52. Obserwuje się perlit oraz ferryt w układzie Widmannstättena.



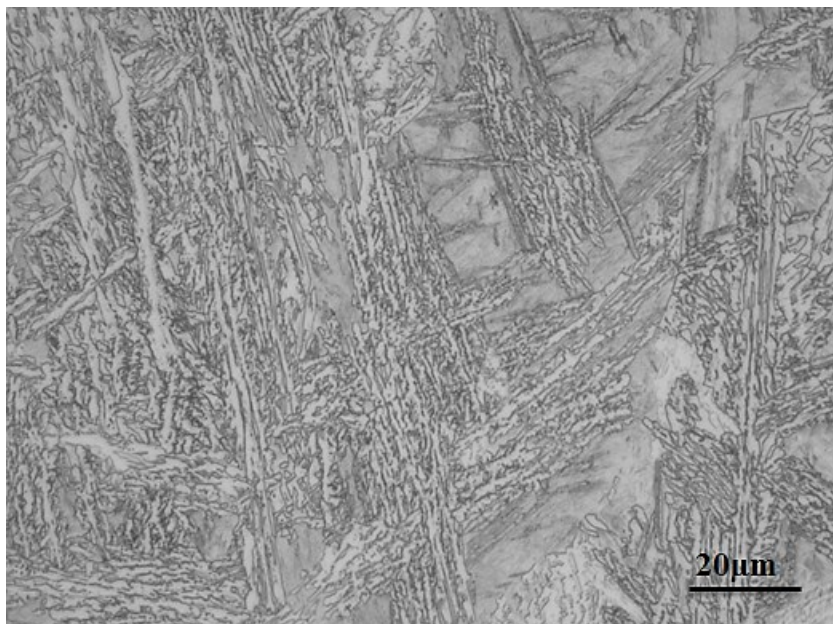
Rysunek 10. Mikrostruktura staliwa L45G, pow. 100x



Rysunek 11. Mikrostruktura staliwa L45G, pow. 500x



Rysunek 12. Mikrostruktura staliwa L35GSM, pow. 100x



Rysunek 13. Mikrostruktura staliwa L35GSM, pow. 500x

Widoczna na rysunku 10 mikrostruktura staliwa L45G przedstawia ferryt w układzie Widmannstättena po granicach byłych ziaren austenitu. Igły Widmannstättena są znacznie drobniejsze w porównaniu do obserwowanych w staliwach niestopowych (węglowych). Zaobserwowano wyraźny charakter bainityczno-perlityczny struktury. Na rys. 11 widoczne są duże obszary bainityczno-perlityczne oraz igły ferrytu.

Przedstawiona na rys. 12 mikrostruktura staliwa L35GSM wykazuje iglasty charakter, typowy dla struktur bainitycznych. Na rys. 13 widoczny jest bainit w całej objętości struktury.

5. Podsumowanie i wnioski

Przeprowadzone badania pozwoliły dostrzec znaczące różnice pomiędzy badanymi gatunkami staliw. Staliwa niestopowe (węglowe) posiadają obniżoną zawartość węgla w stosunku do badanych staliw odpornych na ścieranie. Podwyższona zawartość krzemu oraz manganu w staliwie 270-480W, mogła spowodować umocnienie roztworowe, co potwierdził pomiar twardości, wykazując wyższą o 14 jednostek HV30 twardość staliwa 270-480W w stosunku do staliwa GS52. Staliwo L35GSM charakteryzuje się najwyższą twardością spośród badanych materiałów, co może być spowodowane podwyższoną zawartością molibdenu. Należy zwrócić uwagę, iż pierwiastek ten charakteryzuje się silnym działaniem węglilotwórczym.

Zauważono, iż struktura badanych gatunków staliw niestopowych (węglowych) wykazuje charakter zbliżony do równowagowego, natomiast badane staliwa odporne na ścieranie charakteryzują się iglastą, częściowo bezdyfuzyjną strukturą.

Wyższa zawartość manganu w staliwach odpornych na ścieranie, w połączeniu z nierównowagowymi warunkami chłodzenia, spowodowała powstanie iglasto-bainitycznej struktury, wykazującej znacznie wyższą twardość w stosunku do badanych gatunków staliw niestopowych (węglowych).

Wyniki przeprowadzonych badań oraz analiza studium literaturowego pozwalają stwierdzić, iż ze względu na różne własności oraz aspekty ekonomiczne, badane materiały powinny być aplikowane w miejscach odpowiadających charakterem obciążenia ich indywidualnym predyspozycjom. Z punktu widzenia projektowania materiałowego, staliwo GS52 stanowi dobry materiał na wszelkiego rodzaju obudowy nie poddane działaniu zbyt dużych naprężeń. Natomiast staliwo 270-480W, ze względu na nieco lepsze własności, może być stosowane na umiarkowanie obciążone elementy konstrukcji maszyn. Badane staliwo niskostopowe odporne na ścieranie L45G ze względu na stosunkowo wysoką twardość (292HV30), a co za tym idzie, podwyższoną odporność na działanie obciążenia o charakterze tribologicznym, stanowi odpowiedni materiał do produkcji wszelkiego rodzaju średnio obciążonych kół jezdnych. Staliwo L35GM ze względu na twardość na poziomie 328HV oraz podwyższoną zawartość molibdenu, który tworzy bardzo twarde węgliki, powinno być stosowane do wytwarzania silnie obciążonych tribologicznie części maszyn m.in. kół zębatach. Należy zwrócić uwagę, iż własności wszystkich badanych gatunków staliw można polepszyć poprzez operacje obróbki cieplnej bądź cieplno-chemicznej, które w przypadku większości odlewów staliwnych stanowią standard w procesach wykańczania odlewów.

Literatura

1. Sakwa W. (red) *Poradnik inżyniera- odlewnictwo*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1986
2. Perzyk M., Waszkiewicz S., Kaczorowski M., Jopkiewicz A. *Odlewnictwo*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 2000
3. Stradomski Z. *Mikrostruktura w zagadnieniach zużycia staliw trudnościeralnych*, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2010
4. Głowacka M., Zieliński A. *Podstawy materiałoznawstwa*, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, Gdańsk 2014
5. <https://iod.krakow.pl/pl/galeria-odlewow/1/> (dostęp 28 luty 2015)
6. Cholewa M., Gawroński J., Przybył M. *Podstawy procesów metalurgicznych*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004
7. <http://hsjsa.pl> (dostęp 3 marzec 2015)

8. Głownia J., Kalandyk B., Zapała R., Sobuła S., Tęcza G., Malatyńska P., Tułejko I., Brzeziński M. *Charakterystyka stali na odlewy*, Wydawnictwa AGH, Kraków 2010
9. <http://bamax.com.pl/elektrody-grafitowe/elektrody-grafitowe/> (dostęp 1 marzec 2015)
10. Pater Z. *Podstawy metalurgii i odlewnictwa*, Politechnika Lubelska, Lublin 2014
11. Blicharski M. *Inżynieria Materiałowa- Stal*, Wydawnictwa Naukowo- Techniczne, Warszawa 2004
12. Kniagin G. *Staliwo – metalurgia i odlewnictwo*, Wydawnictwo Śląsk, Katowice 1977
13. Pawełek, Wala T. *Misy ceramiczne układu zalewowego form odlewniczych*, Prace Instytutu Szkła i Ceramiki Materiałów Ogniotrwałych i Budowlanych, (5) 2009, s.89÷100
14. <http://www.sta-odlewnie.com.pl/galeria.html> (dostęp 6 marzec 2015)
15. Suchym J. , Król S. *Analiza wybranych wad w krzepnącym odlewie staliwnym*, Krzepnięcie metali i stopów, 1995 (22), s.130÷133
16. Kozakowski S., *Badanie odlewów- technologie odlewnicze, typowe dla nich wady i metody ich ujawniania*, Wydawnictwo Biuro Gamma, Warszawa 2001
17. <http://www.afsinc.org/content.cfm?ItemNumber=6944> (dostęp 27 luty 2015)
18. Krawczyk J. *Rola mikrostruktury w tribologicznym zużyciu stopów żelaza*, Wydawnictwo AGH, Kraków 2013
19. Luty W. (red) *Poradniki inżyniera- obróbka cieplna stopów żelaza*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1977
20. http://www.labmat.pw.plock.pl/metal/stal_wegl/stal_wegl.htm (dostęp 28 luty 2015 r.)
21. Kniagin G. *Odlewnictwo staliwa*, Staliwo węglowe, Państwowe Wydawnictwo Techniczne, Warszawa 1956
22. Staub F. *Metaloznawstwo*, Wydawnictwo Politechnik Śląskiej, Gliwice 1966

Influence of boron and silicon on the magnetic properties of iron-based alloys

Wpływ boru i krzemu na własności magnetycznych stopów na bazie żelaza

Streszczenie

W pracy przedstawiono wyniki badań struktury i wybranych własności magnetycznych szkieł metalicznych na osnowie żelaza. Próbkę do badań w postaci taśm wytworzono metodą "melt spinning". W ramach badań własności magnetycznych wyznaczono indukcyjność nasycenia oraz natężenie pola koercyjnego i wartość namagnesowania. Zakładając, że namagnesowanie można podobnie zdefiniować jak w przypadku paramagnetyków (klasyczna teoria ferromagnetyzmu wykorzystująca model pola molekularnego – pola Weissa) opracowano metodę opisu własności magnetycznych dla badanych stopów amorficznych. Ilościowy wpływ pierwiastków stopowych (B, Si) na własności magnetyczne badanych materiałów pozwolił określić wartość współczynnika mocy wpływu β , której wielkość zastępuje stałą pola molekularnego. **Słowa kluczowe:** szkło metaliczne, stopy amorficzne na osnowie Fe, własności magnetyczne, pole Weiss

Abstract

The paper presents the results of structural and magnetic properties of selected iron-based metallic glasses. The samples in the form of tapes were prepared by "melt spinning". The study of the magnetic properties were determined saturation induction, magnetic coercivity and value of the magnetization. Taking advantage of the fact that the magnetization is defined similarly as in the case of paramagnetics (a classic theory of ferromagnetism that uses molecular field model – Weiss field) description model of the magnetic properties of amorphous material. Quantitative impact of alloying elements (B, Si) on the magnetic properties of the material allowed to determine the effect of power factor β , which replaces the fixed constant of molecular field.

Keywords: metallic glass, amorphous alloys Fe-based, magnetic properties, Weiss field

1. Wprowadzenie

Problem strat energii w sieciach energetycznych staje się coraz bardziej aktualny z uwagi na: rosnące normy emisji CO₂, przewidywany deficyt mocy

¹adrian-radon@wp.pl, Studenckie Koło Naukowe Materiałów Magnetycznych i Kompozytowych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska w Gliwicach, www. http://mt.polsl.pl/

²wojtek.lonski@gmail.com, Studenckie Koło Naukowe Materiałów Magnetycznych i Kompozytowych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska w Gliwicach, www. http://mt.polsl.pl/

³rafal.babilas@polsl.pl, Zakład Materiałów Nanokrystalicznych i Funkcjonalnych oraz Zrównoważonych Technologii Proekologicznych, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska w Gliwicach, www. http://mt.polsl.pl/

wytwórczych energii elektrycznej oraz wysokie ceny surowców energetycznych. Zastosowanie materiałów zmniejszających starty energii warunkuje więc zwiększenie opłacalności jej produkcji i dystrybucji. Wymiana tradycyjnego transformatora na urządzenie posiadające rdzeń amorficzny zwraca się zależnie od warunków w przedziale 8-15 lat, trzeba jednak pamiętać że transformator jest urządzeniem pracującym powyżej 20 lat. Można więc łatwo dostrzec duże korzyści płynące z wymiany tradycyjnych transformatorów na te wyposażone w rdzenie amorficzne [1].

Jednym z kluczowych elementów infrastruktury przesyłu energii elektrycznej są transformatory. Znajdują one zastosowanie przy elektrowniach zwiększając napięcie w sieci ograniczając tym samym straty przy przesyłaniu energii, a następnie w pobliżu odbiorców prądu obniżając napięcie do poziomu użytecznego dla odbiorników energii elektrycznej. Straty podczas zmiany napięcia prądu są powiązane z koercją magnetyczną materiału rdzenia transformatora - im jest ona mniejsza tym materiał jest bardziej miękki magnetycznie i maleją również starty energii.

Koercję magnetyczną określa się wartość zewnętrznego pola magnetycznego jaką trzeba przyłożyć do ferromagnetyka, aby pozostałość magnetyczną była równa zero. Można ją odczytać z zależności indukcji magnetycznej od natężenia pola dla danego materiału. Przedstawiana jest jako wielkość obszaru zawartego wewnątrz pętli histerezy [2].

Metalowe materiały amorficzne charakteryzują się stosunkowo niewielką wartością natężenia pola koercji wynoszącą zazwyczaj od 0,004 do 0,02kA/m [3], natomiast dla stali krzemowych wartość koercji mieści się w zakresie od ok. 0,032 do 0,072 kA/m [4]. Dane te wskazują, że stopy amorficzne mogą być potencjalnymi kandydatami do zastąpienia obecnie stosowanych na rdzenie transformatorów konwencjonalnych stali krzemowych.

Jednym z najczęściej stosowanych pierwiastków stopowych w szklach metalicznych na osnowie żelaza jest bor. Bor wpływa jednak niekorzystnie na własności ferromagnetyczne stopów żelaza. Wynika to z faktu, iż jest on pierwiastkiem diamagnetycznym, a więc pod wpływem zewnętrznego pola magnetycznego wytwarza własne pole przeciwnie skierowane do zewnętrznego. Powoduje to zmniejszenie pola "docierającego" do uzwojenia i zmniejszenie wydajności transformatora [2].

2. Cel pracy

Celem niniejszej pracy jest określenie wpływu poszczególnych pierwiastków stopowych na własności ferromagnetyczne stopów amorficznych (szkieł metalicznych) na osnowie żelaza. Badania przeprowadzono na trzech stopach $Fe_{80}B_{20}$, $Fe_{75}Si_{15}B_{10}$, $Fe_{95}B_3Si_2$ odlanych w postaci taśm o składzie

chemicznym wyrażonym w procentach atomowych. Własności magnetyczne szkieł metalicznych na osnowie żelaza zależą od stężenia metaloidów (B, Si), których udział w stopie decyduje o zdolności do zeszklenia danego materiału. Krzem, podobnie jak bor, jest diamagnetykiem, ale dużo słabszym co pozwala sądzić, że stopy, w których zastąpiono bor krzemem będą posiadać lepsze własności ferromagnetyczne [5].

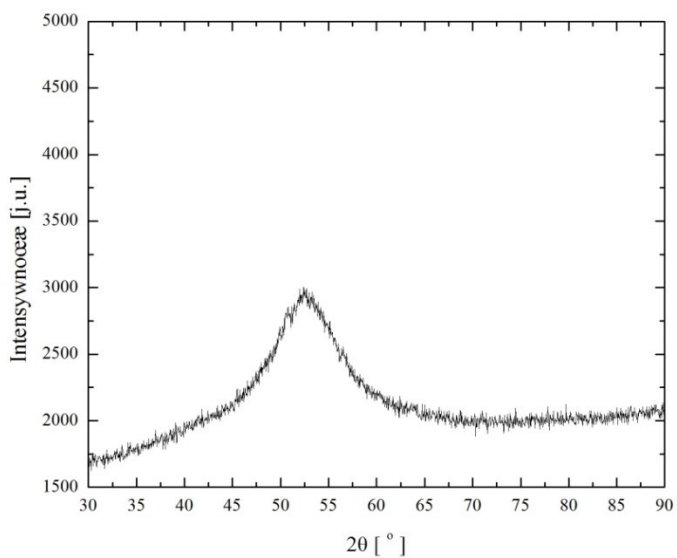
3. Materiał do badań

Materiał do badań wytworzono dwuetapowo. Pierwszym etapem było wytworzenie stopu wstępnego uzyskanego w procesie indukcyjnego topienia składników stopowych. Drugi etap obejmował odlanie szkieł metalicznych w postaci taśm za pomocą metody *melt spinning*. Metoda *melt spinning* polega na odlaniu cieczy metalicznej na powierzchnię wirującego, miedzianego bębna w próżni lub atmosferze ochronnej (np. argonu). W procesie tym uzyskano próbki w postaci taśm o grubości 0,1 mm oraz szerokości 10 mm przy zastosowaniu prędkości liniowej bębna wynoszącej 30 m/s.

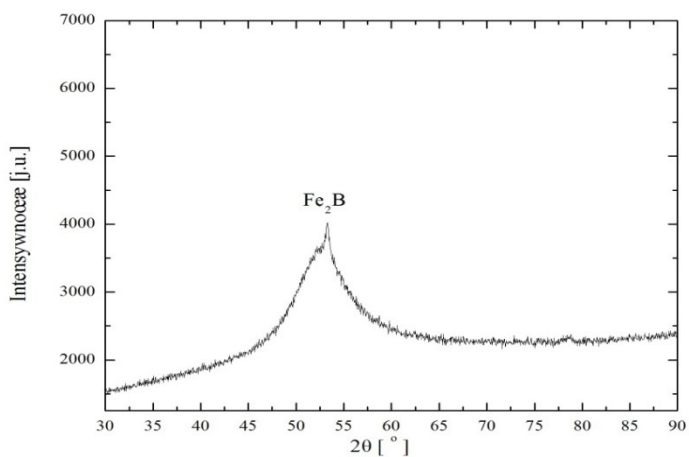
Badania rentgenograficzne analizowanych szkieł metalicznych w postaci taśm w stanie bezpośrednio po odlaniu przeprowadzono przy użyciu dyfraktometru wyposażonego w lampę o anodzie kobaltowej ($\lambda_{CoK\alpha} = 1.74178 \text{ \AA}$). Rejestracji linii dyfrakcyjnych dokonano metodą „step-scanningu” w zakresie kątowym 2θ od 30° do 90° .

Rentgenowskie badania dyfrakcyjne stopu $Fe_{80}B_{20}$ oraz $Fe_{75}Si_{15}B_{10}$ w stanie po odlaniu wykazują, że badane materiały posiadają strukturę amorficzną.

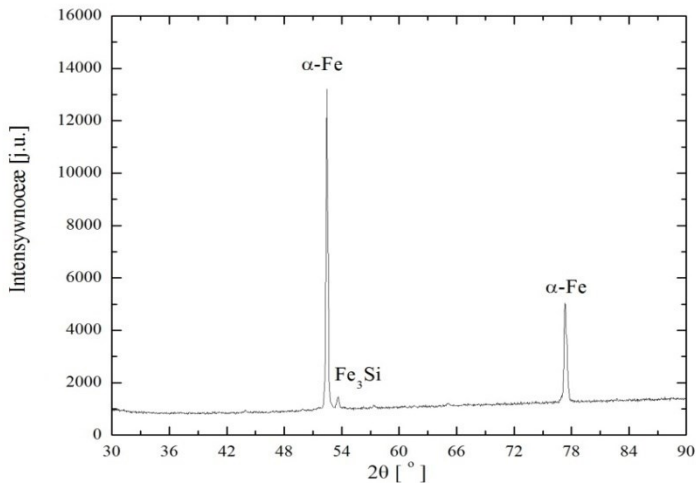
Na dyfraktogramie szkła metalicznego $Fe_{80}B_{20}$ odlanego w postaci taśm (Rysunek 1) stwierdzono szerokie, rozmyte widmo charakterystyczne dla struktury amorficznej stopów żelaza. W przypadku dyfraktogramu stopu $Fe_{75}Si_{15}B_{10}$ na tle amorficznego widma zidentyfikowano pik o małej intensywności pochodzący od fazy krystalicznej Fe_2B (Rysunek 2). Wynik ten może świadczyć o niewielkim udziale krystalitów fazy Fe_2B w amorficznej osnowie. Badania dyfrakcyjne stopu $Fe_{95}B_3Si_2$ wykazały krystaliczną strukturę badanego materiału. Na dyfraktogramie zidentyfikowano linie dyfrakcyjne o dużej intensywności pochodzące od krystalicznej fazy α -Fe oraz Fe_3Si (Rysunek 3).



Rysunek 1. Dyfraktogram rentgenowski stopu $\text{Fe}_{80}\text{B}_{20}$ w postaci taśmy w stanie po odlaniu [opracowanie własne]



Rysunek 2. Dyfraktogram rentgenowski stopu $\text{Fe}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ w postaci taśmy w stanie po odlaniu [opracowanie własne]



Rysunek 3. Dyfraktogram rentgenowski stopu $\text{Fe}_{95}\text{B}_3\text{Si}_2$ w postaci taśmy w stanie po odłaniu [opracowanie własne]

4. Podstawy teoretyczne wpływu składu pierwiastkowego na właściwości magnetyczne materiału

4.1. Całkowity moment pędu atomu

W przypadku analizy pewnych zjawisk (np. rozpatrując własności magnetyczne materii) atom można traktować jako zamknięty obiekt. Znając konfiguracje elektronowe poszczególnych pierwiastków można wyznaczyć całkowity moment pędu danego atomu (J). W przypadku atomów wieloelektronowych do wyznaczenia tej wielkości rozpatruje się jeden z dwóch przypadków:

- sprzężenie j-j (bezpośrednie), kiedy to oddziaływanie relatywistyczne jest wkładem dominującym, a wkład korelacyjno-wymienny jest zaniedbywalny;
- sprzężenie LS (Russella-Saundersa), w którym to sprzężenie spin-orbita jest niewielkie w porównaniu z wkładem korelacyjno-wymiennym [6].

Zarówno w przypadku boru, żelaza jak i krzemu sprzężenie spin-orbita (s-o) okazuje się być dominujące. Wynika to z mniejszej od 42 liczby atomowej wymienionych pierwiastków [2, 7].

Dla sprzężenia bezpośredniego całkowity moment pędu atomu określa wzór (1):

$$\hat{J} = \sum_i \hat{j}_i \quad (1)$$

gdzie: \hat{j}_i – całkowity moment pędu poszczególnych elektronów z niezależnych podpowłok.

W przypadku podpowłok zapełnionych całkowicie zarówno wypadkowy spin, jak i orbitalny moment pędu są równe zero. Parametry określające podstawowy stan atomu możliwe są do wyznaczenia przy zastosowaniu reguł Hunda:

- elektrony w atomie obsadzają podpowłoki w taki sposób, aby uzyskany w ten sposób wypadkowy spinowy moment pędu był maksymalny (przy zachowaniu zakazu Pauliego),
- elektrony obsadzają podpowłoki tak, aby przy zachowaniu reguły pierwszej uzyskać maksymalną orbitalną liczbę kwantową,
- multiplety podstawowe niezapełnionych podpowłok zależą od ich obsadzenia [2].

W Tabeli 1. zebrano podstawowe wartości wielkości charakteryzujących atomy pierwiastków wchodzących w skład badanego materiału.

Tabela 1. Konfiguracja elektronowa i wartości liczb kwantowych dla pierwiastków wchodzących w skład badanych stopów

Pierwiastek	Konfiguracja elektronowa	Wypadkowy spinowy moment pędu S	Wypadkowy orbitalny moment pędu L	Całkowity moment pędu atomu J
Fe	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 4s^2 3d^6$	2	2	4
B	$1s^2 2s^2 2p^1$	1/2	1	1/2
Si	$1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^2$	1	1	2

Źródło: Opracowanie własne

4.2. Funkcja Brillouina i czynnik Landego

Funkcja Brillouina (2) wraz z funkcją Langevina (3) stanowią podstawowe funkcje służące do opisu zarówno paramagnetyzmu jak i ferro-, antyferro-, czy ferrimagnetyzmu. Funkcja Brillouina wraz ze wzrostem wartości całkowitego momentu pędu atomu dąży do funkcji Langevina ($J \rightarrow \infty$) co przedstawiono na rysunku 4. Sam przebieg funkcji Brillouina dla słabych pól magnetycznych ($y \approx 0$) jest trudny do zobrazowania z powodu jej charakteru – jest ona równa różnicy dwóch wyrazów rozbieżnych do nieskończoności. Jednak dla $J = \frac{1}{2}$ jak i $J > \frac{1}{2}$ zobrazować można ją poprzez tangens hiperboliczny (rysunek 4.) [2].

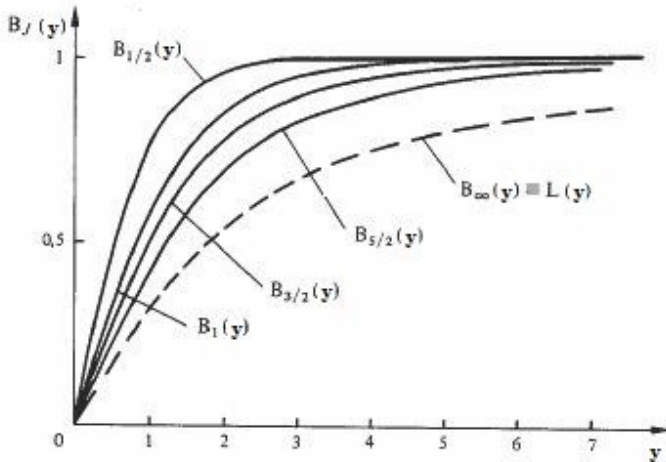
$$B_j(y) = \frac{2J+1}{2J} \operatorname{ctgh} \left(\frac{2J+1}{2J} y \right) - \frac{1}{2J} \operatorname{ctgh} \left(\frac{1}{2J} y \right) \quad (2)$$

$$L_j(y) = ctgh(y) - \frac{1}{y} \quad (3)$$

gdzie: J – całkowity moment pędu cząstki, y – moc pola magnetycznego (4)

$$y = \frac{g_j \mu_B B J}{k_B T}, \quad (4)$$

gdzie: g_j – czynnik Landego, μ_B – magneton Bohra, B – indukcja, J – całkowity moment pędu cząstki, k_B – stała Boltzmana, T – temperatura.



Rysunek 4. Funkcja Brillouina dla różnych wartości parametru J (linia przerywana określa funkcję Langevina) [8]

Dokonując oszacowania stałej pola molekularnego oraz współczynnika mocy wpływu poszczególnych pierwiastków na własności ferromagnetyczne materiału należy rozwiązać funkcje Brillouina (2) dla rozpatrywanych atomów oraz wyznaczyć wartość czynnika Landego g_j (5), który zależy zarówno od całkowitego momentu pędu atomu (J), orbitalnego momentu pędu (L) i spinowego momentu pędu [2].

$$g_j = \frac{3}{2} + \frac{S(S+1) - L(L+1)}{2J(J+1)} \quad (5)$$

Otrzymane wartości czynnika Landego (g_j) i funkcji Brillouina ($B_j(y)$) zestawiono w Tabeli 2.

Tabela 2. Wartości czynnika Landego i rozwiązania funkcji Brillouina dla poszczególnych pierwiastków wchodzących w skład analizowanych materiałów

Pierwiastek	Wartość czynnika Landego g_j	Wartość funkcji Brillouina $B_j(y)$
Fe	1.50	3.77E-04
B	0.67	5.03E-05
Si	1.50	2.26E-04

Źródło: Opracowanie własne

4.3. Model pola molekularnego

Ferromagnetykami określa się materiały, w których momenty magnetyczne jednego rodzaju dążą do równoległego uporządkowania. W rezultacie w tego typu materiałach poniżej temperatury Curie występuje namagnesowanie, mimo iż na materiał nie działa zewnętrzne pole magnetyczne. Najlepszymi przykładami ferromagnetyków są metale przejściowe tj. żelazo, kobalt, nikiel, a także metale ziem rzadkich: neodym czy gadolin [2,9].

W przypadku opisu ferromagnetyzmu stosuje się głównie dwa modele: pasmowy model ferromagnetyzmu opracowany przez Slatera i Stonera oraz model oparty na klasycznej teorii ferromagnetyzmu bazującej na przybliżeniu pola Weissa. W przypadku opisu własności magnetycznych i termicznych stopów żelaza najczęściej stosowany jest drugi model – z uwagi na lepszą zgodność wyników teoretycznych z eksperymentalnymi. Stosując przybliżenie pola molekularnego namagnesowanie ferromagnetyka wyznaczyć można jako namagnesowanie paramagnetycznego materiału w polu efektywnym (6) (polu będącym wektorową sumą pola zewnętrznego i pola molekularnego). Samo pole molekularne jest proporcjonalne do namagnesowania, a współczynnikiem proporcjonalności jest tzw. stała pola molekularnego (stała Weissa) zdefiniowana równaniem (7) [2].

$$M(B, T) = M_s B_J \left(\frac{g_j \mu_B (B + \lambda M) J}{k_B T} \right) \quad (6)$$

gdzie: B – indukcja, T – temperatura, M_s – magnetyzacja nasycenia, B_J – funkcja Brillouina, g_j – czynnik Landego, μ_B – magneton Bohra, λ – stała Weissa, M – magnetyzacja, J – całkowity moment pędu cząstki, k_B – stała Boltzmanna.

$$\lambda = \frac{2Jz_j V}{g^2 \mu_B^2 N} \quad (7)$$

gdzie: J – całkowity moment pędu cząstki, z_i – ilość najbliższych sąsiadów rozpatrywanego atomu, V – objętość zajmowana przez N cząstek, g – stała równa 2, μ_B – magneton Bohra, N – ilość cząstek.

Model pola molekularnego jest przybliżeniem wynikającym z trudności zdiagonalizowania hamiltonianów (zarówno w formie hamiltonianu Heisenberga jak i Isinga) opisujących oddziaływanie w układach z silnymi, krótko-zasięgowymi oddziaływaniami wymiany. Hamiltonian w przybliżeniu pola molekularnego przyjmuje postać wyrażoną równaniem (8). W przypadku analizy wielkości magnetycznych drugi składnik hamiltonianu często pomija się, a jego znaczenie uwidacznia się podczas analizy entropii lub ciepła właściwego [2].

$$\hat{H}^{MF} = \sum_j g\mu_B \hat{S}_j \cdot [\mathbf{B} + \lambda \mathbf{M}] + \frac{1}{2} \mathbf{M} \cdot \lambda \mathbf{M} V \quad (8)$$

gdzie: g – stała równa 2, μ_B – magneton Bohra, \hat{S}_j – operator całkowitego spinu cząstki j , \mathbf{B} – wektor indukcji pola magnetycznego, λ – stała Weissa, \mathbf{M} – moment magnetyczny jednostki objętości (9), V – objętość układu.

$$\mathbf{M} = -\frac{N}{V} g\mu_B \langle \mathbf{S}_j \rangle \quad (9)$$

gdzie: N – ilość cząstek, V – objętość zajmowana przez N cząstek, g – stała równa 2, μ_B – magneton Bohra, \mathbf{S}_j – całkowity spin cząstki j .

5. Charakterystyka magnetyczna badanych materiałów

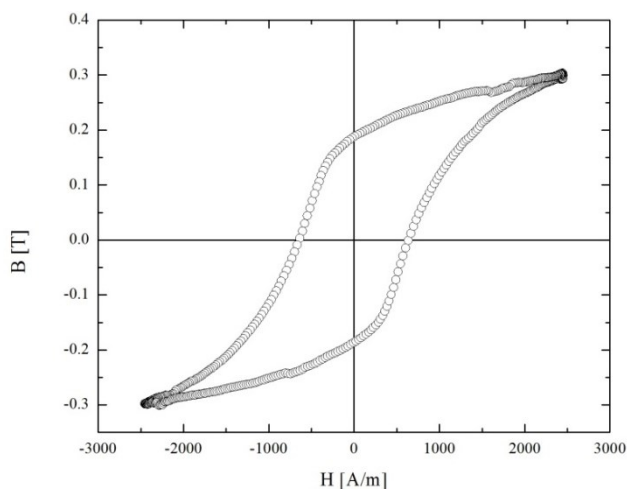
Badania magnetyczne wybranych stopów na osnowie żelaza w postaci taśm przeprowadzono na stanowisku przeznaczonym do wyznaczania pętli histerezy magnetycznej – Ferrometrze. W celu wyznaczenia pętli histerezy magnetycznej badane próbki zwinięto w krążki, a następnie nawinięto na nie kable prądowe w celu namagnesowania materiału. Zabieg taki jest opisany w normie DIN 54 130 jako jedna z metod namagnesowania poprzez przepływ prądu przy użyciu cewek formowanych z kabli prądowych [10]. Analiza pętli histerezy magnetycznej potwierdziła, że badane materiały charakteryzują się własnościami ferromagnetycznymi. Dodatkowo stwierdzono istotny wpływ struktury i składu chemicznego na własności magnetyczne. Analiza pętli histerezy pozwoliła także określić, który z materiałów jest materiałem o najlepszych własnościach magnetycznie miękkich (charakteryzuje się najmniejszą koercją - H_c), a także wyznaczyć indukcję nasycenia - B_s i namagnesowanie - M_s (Tabela 3.)

Tabela 3. Wartości wybranych parametrów charakteryzujących własności magnetyczne badanego materiału

stop	indukcja nasycenia [T]	namagnesowanie [A/m]
Fe ₈₀ B ₂₀	0.25999	204746
Fe ₇₅ Si ₁₅ B ₁₀	0.34428	271503.2
Fe ₉₅ B ₃ Si ₂	0.30325	238883.9

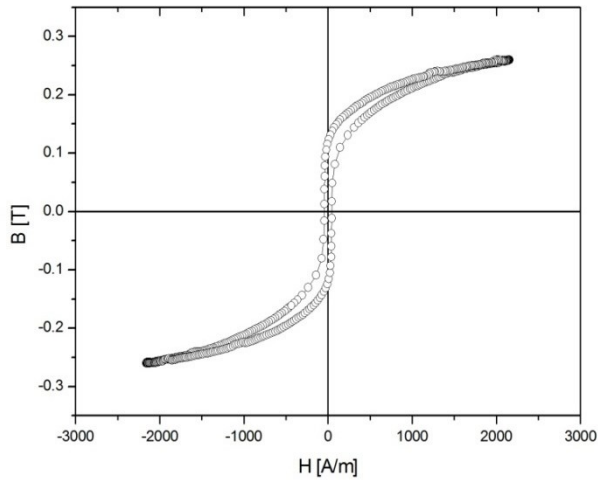
Źródło: Opracowanie własne

Największym natężeniem pola koercji charakteryzuje się stop Fe₉₅B₃Si₂ ($H_c = 576.1$ A/m), którego pętla została przedstawiona na Rysunku 5.



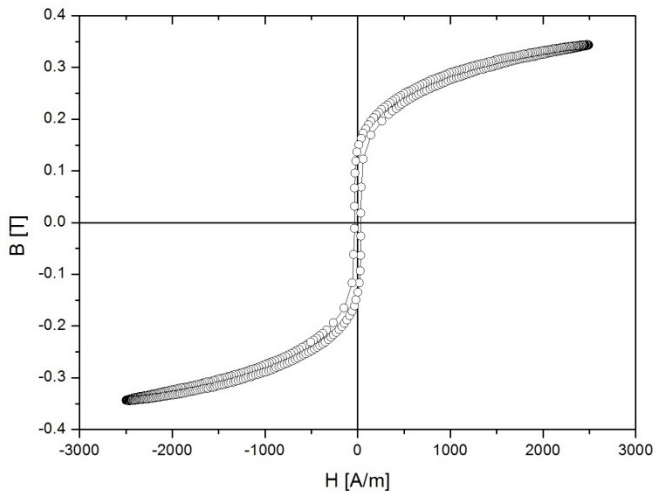
Rysunek 5. Pętla histerezy magnetycznej stopu Fe₉₅B₃Si₂ w postaci taśmy w stanie po odlaniu [opracowanie własne]

Stop Fe₈₀B₂₀ charakteryzuje się mniejszą wartością natężenia pola koercji ($H_c = 40.45$ A/m). Pętla histerezy magnetycznej jest wąska (Rysunek 6), natomiast zastosowanie tego materiału na rdzenie transformatorów może skutkować zmniejszeniem strat mocy czynnej w czasie ich pracy.



Rysunek 6. Pętla histerezy magnetycznej stopu $\text{Fe}_{80}\text{B}_{20}$ w postaci taśmy w stanie po odlaniu [opracowanie własne]

Stop z dodatkiem Si charakteryzuje się najniższym natężeniem pola koercji. Pętla histerezy magnetycznej wyznaczona dla szkła metalicznego $\text{Fe}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ jest wąska (Rysunek 7). Charakter pętli histerezy magnetycznej może świadczyć, że dodatek Si w badanym stopie wpływa korzystnie na własności ferromagnetyczne.



Rysunek 7. Pętla histerezy magnetycznej stopu $\text{Fe}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ w postaci taśmy w stanie po odlaniu [opracowanie własne]

6. Analiza wyników badań

W przypadku wyznaczenia stałej pola molekularnego dla stopów amorficznych należy wykonać założenia umożliwiające określenie rodzaju atomu sąsiadującego z atomem rozpatrywanym. Z powodu amorficznej struktury stopu w materiale nie występują periodycznie powtarzające się komórki elementarne, więc prawdopodobieństwo wystąpienia atomu x ($x = \text{Fe}, \text{B}, \text{Si}$) przyjmowane jest jako proporcjonalne do składu atomowego badanej próbki. Dodatkowo w celu określenia wpływu pierwiastków wchodzących w skład badanego materiału na własności ferromagnetyczne w rozważaniach stałą pola molekularnego zastąpiono współczynnikiem mocy wpływu (β). Pozwolił on na określenie negatywnego wpływu diamagnetycznego boru przy stałych, doświadczalnie wyznaczonych wartościach (M_s) i (B_s). Średnia mocy wpływu wyznaczona dla poszczególnych stopów jest średnią ważoną mocy wpływu wszystkich pierwiastków wchodzących w skład danego materiału, która uwzględnia prawdopodobieństwa znalezienia poszczególnych atomów (x) w otoczeniu atomu rozpatrywanego.

6.1. Stała pola molekularnego λ a moc wpływu β

W celu określenia wpływu poszczególnych pierwiastków na własności ferromagnetyczne amorficznych stopów na bazie żelaza w równaniu (6) stałą pola molekularnego charakteryzującą dany materiał zastąpiono zmienną zależną od konfiguracji pierwiastka wchodzącego w skład badanego materiału. Zabieg taki umożliwił określenie, który z diamagnetycznych składników stopu: bor czy krzem wpływa na pogorszenie własności magnetycznych. Pierwiastki diamagnetyczne wytwarzają pole magnetyczne skierowane przeciwnie w stosunku do pola zewnętrznego, co w efekcie skutkuje osłabieniem sumarycznego pola magnetycznego wytwarzanego przez materiał ferromagnetyczny, w którego skład wchodzi [11]. Wyznaczono również średnią moc wpływu, która charakteryzuje cały badany materiał i pozwala określić, który ze stopów ma najlepsze własności ferromagnetyczne. Materiały charakteryzujące się dużą wartością średniej mocy wpływu posiadają gorsze własności ferromagnetyczne, co najczęściej wynika ze składu stopu, z którego zostały wykonane.

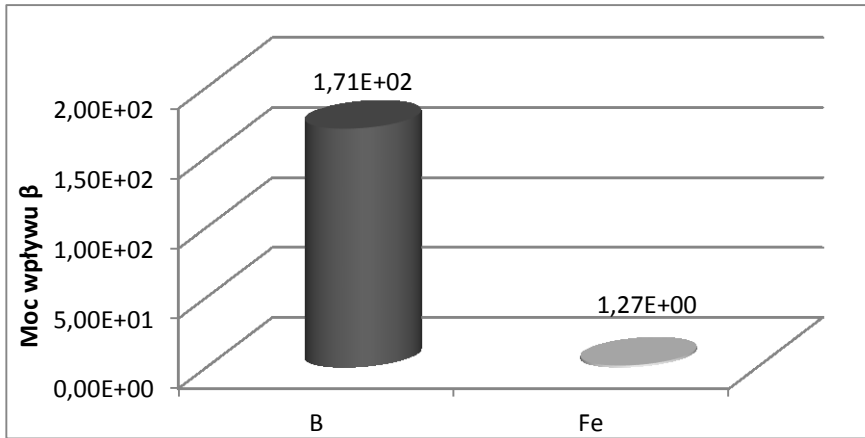
Wyznaczając współczynnik mocy wpływu (β) dla poszczególnych materiałów posłużono się wartościami odczytanymi z pętli histerezy magnetycznej. Wiedząc, że indukcję nasycenia można wyrazić równaniem (10) wyznaczono magnetyzację nasycenia, a następnie korzystając z przekształconego równania (2) określono współczynnik mocy wpływu (β) (11). Wyniki dla poszczególnych stopów przedstawiono na wykresach 1-3.

$$B = \mu_0(H + M) \quad (10)$$

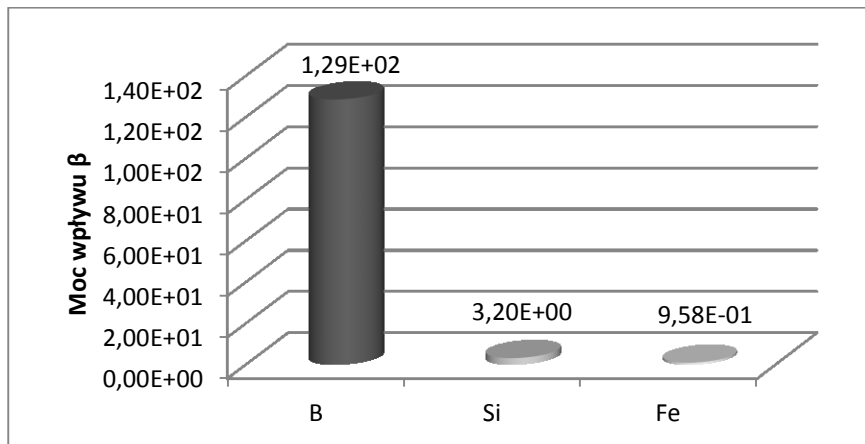
gdzie: B – indukcja, μ_0 – przenikalność magnetyczna próżni, H – natężenie pola zewnętrznego, M – magnetyzacja

$$\beta = \frac{k_B T}{M_s J B_j g_j \mu_B} - \frac{B_s}{M_s} \quad (11)$$

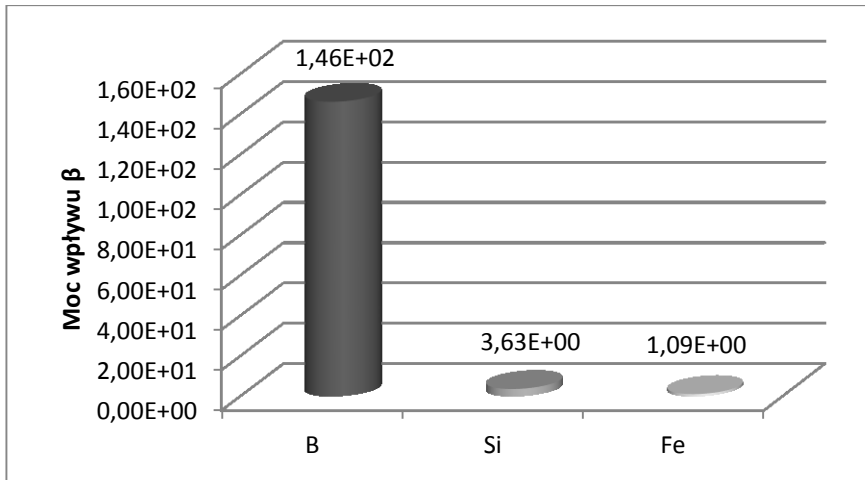
gdzie: β – współczynnik mocy wpływu, k_B – stała Boltzmana, T – temperatura, B_s – indukcja nasycenia, M_s – magnetyzacja nasycenia, B_j – funkcja Brillouina, g_j – czynnik Landego, μ_B – magneton Bohra, J – całkowity moment pędu cząstki.



Rysunek 8. Wartość mocy wpływu β dla poszczególnych pierwiastków wchodzących w skład amorficznego stopu $Fe_{80}B_{20}$ [opracowanie własne]



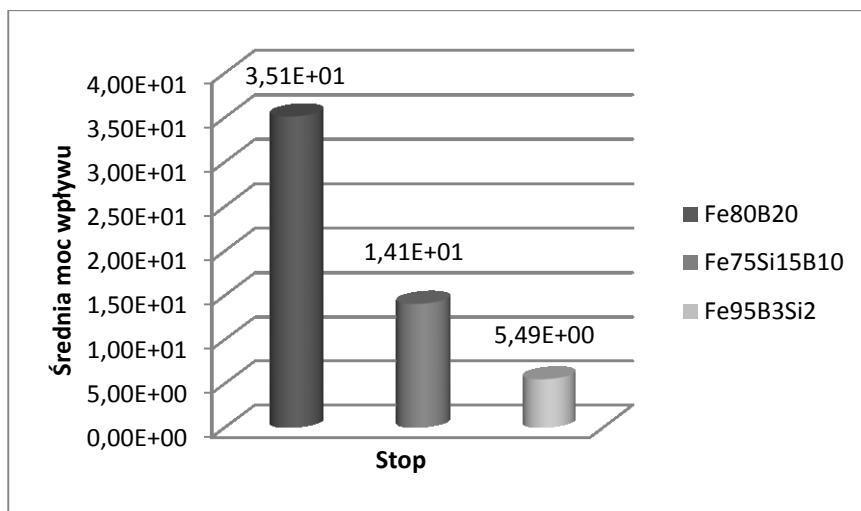
Rysunek 9. Wartość mocy wpływu β dla poszczególnych pierwiastków wchodzących w skład amorficznego stopu $Fe_{75}Si_{15}B_{10}$ [opracowanie własne]



Rysunek 10. Wartość mocy wpływu β dla poszczególnych pierwiastków wchodzących w skład krystalicznego stopu $Fe_{95}B_3Si_2$ [opracowanie własne]

W celu oszacowania średniej mocy wpływu ($\bar{\beta}$) przyjęto, że zależy ona od pierwiastków budujących badany materiał oraz od ich ilości w rozpatrywanych taśmach szkła metalicznego. Z braku możliwości określenia najbliższych sąsiadów rozpatrywanego atomu (x) (budowa amorficzna, brak możliwości rozpatrywania periodycznie powtarzających się komórek elementarnych) określono jej wartość uwzględniając zawartość atomową poszczególnych pierwiastków.

Przyjmując, że na 100 atomów próbki I ($Fe_{80}B_{20}$) przypada 80 atomów żelaza i 20 atomów boru średnią moc wpływu wyznaczono, jako średnią ważoną mocy wpływu poszczególnych pierwiastków. Przyjęto, że prawdopodobieństwo wystąpienia w sąsiedztwie atomu (x) atomu żelaza lub atomu boru jest proporcjonalne do składu atomowego materiału i wynosi odpowiednio 0,8 i 0,2. Podobne rozważania przeprowadzone dla dwóch pozostałych materiałów: amorficznego materiału $Fe_{75}Si_{15}B_{10}$ oraz dla próbki krystalicznej $Fe_{95}B_3Si_2$. Uzyskane wyniki przedstawiono na Rysunku 11.



Rysunek 11. Porównanie średniej mocy wpływu dla badanych materiałów o budowie amorficznej i krystalicznej [opracowanie własne]

7. Podsumowanie

W niniejszej pracy przedstawiono rozważania dotyczące określenia wpływu pierwiastków stopowych na własności ferromagnetyczne stopów amorficznych na bazie żelaza. Zastosowany model klasycznej teorii ferromagnetyzmu pozwolił na wyznaczenie średniej mocy wpływu dla każdego z badanych materiałów. Maksymalną wartość uzyskano dla stopu, którego skład chemiczny zawierał największe stężenie boru, który jest pierwiastkiem diamagnetycznym. Modyfikacja równania (2) i zastąpienie stałej pola molekularnego wielkością nazwaną mocą wpływu umożliwiło opisanie niekorzystnego wpływu boru na własności ferromagnetyczne badanych próbek. W przypadku krzemu, który również cechuje się własnościami diamagnetycznymi negatywny wpływ na własności magnetyczne jest mniejszy.

8. Wnioski

W przypadku doboru materiału na rdzenie transformatorów należy kierować się nie tylko wielkością pola koercji, które wyznaczyć można z pętli histerezy magnetycznej, ale również zwracać uwagę na własności ferromagnetyczne materiału. W celu zminimalizowania strat energii na transformatorach aktualnie stosuje się rdzenie wykonane z materiałów amorficznych, które zastępują popularną stal transformatorową zawierającą duże ilości krzemu. Stopy te zaliczane są do materiałów magnetycznie miękkich stosowanych w urządzeniach elektrycznych pracujących przy dużych częstotliwościach dochodzących do kilkuset herców [12].

Zaprezentowany model określający średnią moc wpływu pozwala na weryfikację materiałów pod kątem własności ferromagnetycznych oraz klasyfikacji materiałów magnetycznie miękkich lub twardych.

Należy pamiętać, że zbyt mały udział boru w stopie uniemożliwia jego zeszklenie przy zadanych szybkościach chłodzenia, co potwierdzają próby wytworzenia amorficznego stopu $\text{Fe}_{95}\text{B}_3\text{Si}_2$.

Literatura

1. <http://new.abb.com/pl/zielone-transformatory/amorficzna-przyszlosc-energetyki>
2. Szewczyk A., Wiśniewski A., Puźniak R., Szymczak H. *Magnetyzm i nadprzewodnictwo*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 2012.
3. [http://ir.library.tohoku.ac.jp/re/bitstream/10097/52214/1/1345-9678-44\(10\)-2020.pdf](http://ir.library.tohoku.ac.jp/re/bitstream/10097/52214/1/1345-9678-44(10)-2020.pdf)
4. http://en.wikipedia.org/wiki/Coercivity#cite_note-6
5. Herzer G. *Amorphous and nanocrystalline soft magnets*, Series E: Applied Sciences vol. 338, 1997
6. Moore K. T., Wall M. A., Schwartz A. J., Chung B. W., Shuh D. K., Schulze R. K. and Tobin J. G. *Failure of Russell-Saunders Coupling in the 5f States of Plutonium*, Physical Review Letters, 19, 90, 2003
7. https://sage2.icse.us.edu.pl/home/pub/149/termy_calosc.pdf
8. http://www.garmanage.com/atelier/index.cgi?path=public&B&Teaching&B&EPFL&B&3_Magnetisme&B&2_Para&&id=psyitefg
9. Tsymbal E. Y. *Section 16: Magnetic properties of materials (continued)* [w:] *Physics 927*, s.1-19
10. Lewińska-Romicka A. *Badania Magnetyczne, Podręcznik, Tom I*, Biuro Gamma, Warszawa, 1998
11. Kittel C. *Wstęp do fizyki ciała stałego*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 2012
12. http://www.elhand.pl/pub/File/Aktualnosc/Z-prasy/Transformatory_z_rdzemiami_amorficznymi_produkcyj_ELHAND_Transformatory.pdf?pid=pdf/amorficzne.pdf

Influence of organic crosslinkers on physical properties of pressure-sensitive adhesives based on silicones

Wpływ organicznych środków sieciujących na właściwości fizyczne klejów samoprzylepnych na bazie silikonów

Streszczenie

Kleje samoprzylepne (PSA) mogą być zdefiniowane jako specjalna grupa klejów, które w postaci filmu klejowego posiadają właściwości samoprzylepne (w temperaturze pokojowej). Oprócz dobrej przyczepności powierzchniowej charakteryzują się dobrą stabilnością adhezji w dużej rozpiętości temperaturowej. Silikonowe kleje samoprzylepne (Si-PSA) charakteryzują się również obojętnością chemiczną i odpornością na warunki atmosferyczne. Są one szeroko stosowane do produkcji taśm i etykiet samoprzylepnych używanych gdy otoczenie lub powierzchnia podłoża przekracza możliwości przyklepcowe typowych organicznych klejów samoprzylepnych. Właściwości samoprzylepnych klejów silikonowych (Si-PSA) sieciowanych termicznie organicznymi nadtlenkami (według mechanizmu rodnikowego) zależą od rodzaju oraz stężenia zastosowanych związków sieciujących. Zwiększenie stężenia nadtlenu benzoilu lub nadtlenu dichlorobenzoilu w układzie wpływało na ogół na znaczne zwiększenie kohezji, przy jednoczesnym zmniejszeniu adhezji badanego kleju.

Słowa kluczowe: kleje samoprzylepne (PSA), silikonowe kleje samoprzylepne (Si-PSA), BPO, DCIBPO

Abstract

Pressure-sensitive adhesives (PSAs) can be defined as a special category of adhesives which in dry form are permanently tacky at room temperature. Pressure-sensitive adhesives require certain properties: good surface adhesion, good stability of adhesion characteristics is constant over a very wide temperature range. Silicone pressure-sensitive adhesives (Si-PSA) are characterized by chemical indifference and weather resistance. They are widely used in pressure-sensitive tapes and labels for applications when environmental conditions or the nature of substrate surfaces transcend the performance boundaries of common organic pressure-sensitive adhesives. The properties of thermally crosslinked silicone pressure-sensitive adhesives (Si-PSA) using organic peroxides (according to a radical mechanism) depend on the type and concentration of used crosslinker. Increasing the content of benzoyl peroxide or dichlorobenzoyl peroxide in the system affected (generally) increasing cohesion, while reducing the adhesion of the tested adhesives.

Keywords: pressure-sensitive adhesives (PSA), silicone pressure-sensitive adhesives (Si-PSA), BPO, DCIBPO

1. Wprowadzenie

Kleje samoprzylepne (PSA) są materiałami definiowanymi jako specjalna grupa klejów wykazująca znaczne siły adhezyjne oraz kleistość w wyniku kontaktu z podłożem w temperaturze pokojowej bez konieczności zaj-

¹E-mail: adriankrzysztofantosik@gmail.com; Laboratorium Klejów i Materiałów Samoprzylepnych; Instytut Chemii Organicznej Chemicznej; Wydział Technologii i Inżynierii Chemicznej; Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny w Szczecinie. www.zut.edu.pl

ścia reakcji chemicznej [1÷2]. Odgrywają one istotną rolę w życiu codziennym i oczekuje się ich rozwoju w najbliższej przyszłości. PSA, naniesione jako warstwa polimeru na nośnik elastyczny (tkanina, folia, papier), wykazują bardzo długą żywotność klejenia. Są наносzone w ciekłej formie przez walce na podłoże i poddawane odparowaniu rozpuszczalnika w kanale suszącym. To doprowadza w ciągu kilku sekund do utwardzenia warstwy polimerowej. Samoprzylepne kleje są stosowane do wytwarzania różnorodnych materiałów, takich jak taśmy montażowe, etykiety, folie ochronne, taśmy maskujące, banery reklamowe, a także do produkcji szerokiego asortymentu samoprzylepnych produktów medycznych w postaci plastrów, bandaży, taśm operacyjnych oraz elektrod biomedycznych. Taśmy samoprzylepne są używane do łączenia ze sobą różnych materiałów, takich jak metal, papier, tworzywa sztuczne, szkło, drewno czy skóra. Charakteryzuje je stała poziom siły odrywania i przyklejania, a także doskonała odporność na starzenie, zarówno w temperaturze pokojowej jak i podwyższonej. Wysokiej jakości kleje samoprzylepne wykazują dużą odporność wobec działania światła, tlenu oraz wilgoci [3÷6].

Pierwsze wzmianki o silikonach pojawiły się przed drugą wojną światową, podczas której były wykorzystywane, jako smary do mechanizmów pojazdów lotniczych. Silikony znalazły wiele zastosowań w przemyśle medycznym, elektrycznym, kosmetycznym, jako dodatki do środków czystości, środków pielęgnacyjnych, preparatów kondycjonujących do włosów, make-up, środków promieniochronnych, anty-perspirantów oraz artykułów spożywczych. Związki krzemooorganiczne są produkowane w postaci: olejów, twardych żywic, pianek oraz kauczuków. W polskim przemyśle farmaceutycznym silikonowy zastosowano po raz pierwszy w latach 60-tych środek pomocniczy hydrofobizacji ampulek do antybiotyków, co umożliwiło całkowite opróżnienie ampulek z leków. Modyfikowanie farmaceutyków poprzez silikowanie lub powlekanie środkami silikonowymi zmienia skuteczność działania leków, spowalniając ich rozpuszczanie, przedłużając czas absorpcji oraz zwiększając odporność na działanie kwasów i enzymów. Ponadto, silikonowane papiery oraz folie znalazły zastosowanie jako opakowania leków. Obecnie rozwija się intensywnie badania nad grupą farmaceutyków krzemooorganicznych. Pierwszymi preparatami z tej grupy były środki na zaburzenia trawienne u ludzi i zwierząt, zawierające w składzie aktywne składniki w postaci olejów metylosilikonowych o różnej lepkości [7÷9].

Kleje silikonowe (silikony) znajdują przede wszystkim zastosowanie w masach uszczelniających. Są to kleje jednoskładnikowe, które utwardzają się przez pobieranie wilgoci z otaczającego powietrza. W reakcji polikondensacji wydziela się kwas octowy, rozpoznawalny po charakterystycznym zapachu. Przy utwardzaniu powstaje stosunkowo szybko naskórek, a dalsze utwardzanie przebiega przez powolne pobieranie wilgoci. Silikony wykazują

bardzo dużą elastyczność, nawet w niskich temperaturach, do -70°C , ale są czułe na działanie karbu. Są odporne na oddziaływanie czynników atmosferycznych. Są szeroko stosowane w budownictwie, przy uszczelnianiu obiektów sanitarnych oraz do klejenia szkła. Szczególną rolę odgrywają silikony odporne na temperatury do 300°C , zwykle aplikowane w kolorze czerwonym lub szarym. Używane są do uszczelniania grzałek w czajnikach, w suszarniach, w budowie pieców oraz w przemyśle samochodowym. Silikony nie wykazują zdolności zwilżania ich farbami i lakierami, stąd produkowane są w szerokiej gamie kolorów. Są powszechnie dostarczane w opakowaniach (tubach, kartuszach) lub w foliowych opakowaniach elastycznych. Pozwala to na ich łatwe wyciskanie i dozowanie przy użyciu pistoletów ręcznych lub pneumatycznych [3, 4].

Silikonowe kleje samoprzylepne były początkowo opracowane na bazie klejów rozpuszczalników. Patent Dextera z 1956 roku dotyczący klejów, opisuje je jako mieszaninę żywicy silikonowej i polimeru silikonowego otrzymaną w skutek usunięcia rozpuszczalnika przy pomocy tlenu metalu lub katalizatora tytanowego. Kleje te znalazły zastosowanie przy produkcji taśm izolujących stosowanych w ekstremalnie wysokich temperaturach. Samoprzylepne kleje silikonowe (Si-PSA) charakteryzują się wysoką sprężystością, elastycznością oraz hydrofobowością (nie przepuszczają wody). Wykazują niską temperaturę zeszklenia, a w temperaturze pokojowej zachowują stabilną elastyczną konsystencję. Niskie napięcie powierzchniowe samoprzylepnych klejów silikonowych pozwala na ich łatwe rozprowadzanie na powierzchni różnorodnych materiałów. Znalazły one zastosowanie do produkcji plastrów i innych wyrobów medycznych (wykazują brak negatywnego oddziaływania na skórę ludzką). Si-PSA wykazują doskonałe właściwości barierowe dla jonów. Silikonowe kleje samoprzylepne są wytwarzane przez kontrolowaną polikondensację. Monomery silikonowe polimeryzują, tworząc polimery silikonowe wykazujące właściwości adhezyjne i kohezyjne [1, 3, 10÷13].

Polimer nieusieciowany lub usieciowany wyłącznie poprzez wiązania wodorowe stosowany, jako klej samoprzylepny nie posiada odpowiednich właściwości termiczno-mechanicznych by mógł znaleźć zastosowanie w przemyśle. Właściwości fizykochemiczne i mechaniczne usieciowanych klejów samoprzylepnych takie jak adhezja, kohezja czy kleistość są uzależnione od rodzaju oraz ilości stosowanego środka sieciującego. Proces sieciowania ma na celu zwiększenie kohezji kosztem adhezji i kleistości, co determinuje przeznaczenie produktu samoprzylepnego. W technologii klejów samoprzylepnych, jako związki sieciujące powszechnie stosowane są sole metali z kwasami organicznymi (tytaniany, cyrkoniany), chelaty metali, (acetyloacetonian żelaza, acetyloacetonian glinu), żywice aminowe, wielofunk-

cyjny monomery (akrylan 1,4-butanodiolu, eter allilowo-winylowy), wielofunkcyjne izocyjaniany, (diizocyjanianheksametyleny), wielofunkcyjne propylenoiminy, pochodne 2-metyloazyrydiny lub nadtlenki organiczne. Sieciowanie silikonowych klejów samoprzylepnych zawierających w składzie grupy metylowe i fenylowe w celu efektywnego procesu odbywa się w zakresie temperatur 120-150°C przy użyciu organicznych nadtlenków. Najczęściej stosowanymi katalizatorami są nadtlenek benzoilu (BPO) lub 2,4-dichlorobenzoilu (DCIBPO). Sieciujący termicznie związek nadtlenkowy rozkłada się na rodnik benzylowy, który odrywa atom wodoru z grupy metylowej silikonu, przez co powstaje rodnik sililometylowy w łańcuchu polimeru. Następuje rekombinacja oraz sieciowanie, w wyniku czego powstaje usieciowana struktura $-Si-CH_2-CH_2-Si-$ w matrycy polimerowej [1, 3, 14÷18].

2. Cel pracy

Celem pracy było przeprowadzenie badań nad wpływem wybranych komercyjnych środków sieciujących na właściwości fizyczne komercyjnie dostępnych samoprzylepnych klejów na bazie silikonów. W pracy przebadano wpływ różnego stężenia środków sieciujących na adhezję, kohezję oraz kleistość otrzymanych usieciowanych kompozycji. Do badań wykorzystano otrzymane na skalę laboratoryjną taśmy samoprzylepne o gramaturze 45 g/m² sieciowanie termicznie w temperaturze 125°C.

3. Materiały i metody

3.1. Materiały

W badaniach wykorzystano komercyjnie dostępne kleje silikonowe firm Dow Corning (USA) o symbolach 280 A, 282 oraz Momentive (USA) o symbolach PSA 590, PSA 6574. Jako związki sieciujące użyto nadtlenek benzoilu (BPO) oraz nadtlenek dichlorobenzoilu (DCIBPO) produkcji Peroxid-Chemie (Niemcy).

3.2. Przygotowanie próbek

Mieszanie nadtlenku benzoilu lub nadtlenku dichlorobenzoilu z toluenem (użytym w celu obniżenia lepkości Si-PSA) wprowadzono do zlewki z samoprzylepnym klejem silikonowym i mieszano do uzyskania homogenicznej mieszaniny.

Tak przygotowaną kompozycję klejową powlekano, za pomocą półautomatycznej powlekarzki, skonstruowanej w Laboratorium Klejów i Materiałów Samoprzylepnych na Wydziale Technologii i Inżynierii Chemicznej Zachodniopomorskiego Uniwersytetu Technologicznego w Szczecinie, na fo-

lię poliestrową o grubości 50 μm . Folię z naniesioną warstwą kleju umieszczano w kanale suszącym w temperaturze 125 $^{\circ}\text{C}$ na 10 minut w celu jej usieciowania. Następnie warstwę klejącą zabezpieczano folią poliestrową o grubości 36 μm .

Identyczny sposób przygotowania próbek zastosowano w odniesieniu do wszystkich innych badanych klejów. Gramatura warstwy badanych Si-PSA wynosiła 45 g/m^2 .

3.3. Metody badań

Otrzymane kompozycje klejowe z różnym dodatkiem środków sieciujących przebadano pod względem ich właściwości fizycznych takich jak adhezja, kohezja oraz kleistość (tack).

3.3.1. Adhezja

Adhezję klejów samoprzylepnych mierzono na maszynie wytrzymałościowej Zwick-Roell Z1 według metody Association des Fabricants Europeens de Rybans Auto-Adhesifs (AFERA) 4001. Metoda ta ma zastosowanie przy badaniu złącz adhezyjnych (otrzymanych poprzez równomierny docisk 20 N obciążeniem) złożonych z warstwy sztywnej (płytki stalowa) oraz z warstwy giętkiej (taśma samoprzylepna), którą w trakcie pomiaru poddaje się oddzieraniu taśmy pod kątem 180 $^{\circ}$ po 20 minutach od naniesienia na warstwę sztywną. Powierzchnia styku warstwy klejącej do podłoża wynosiła 15 cm^2 (2,5 x 6 cm), przy czym wartość mierzonej adhezji zależy głównie od szerokości badanej taśmy samoprzylepnej.

Za wielkość badanej adhezji przyjęto średnie arytmetyczne z 7 pomiarów.

3.3.2. Kohezja

Pomiarów kohezji kleju samoprzylepnego dokonano poprzez badanie wytrzymałości warstwy kleju na działające obciążenie zewnętrzne według metody Fédération Internationale des Fabricants et Transformateurs d'adhesifs et thermocollants surpapiers et autres support (FINAT) FTM 8. Folię poliestrową wraz z warstwą kleju samoprzylepnego przyklejano do płytki stalowej i obciążono odważnikiem o masie 1 kg (w temperaturze 20 $^{\circ}\text{C}$). Powierzchnia styku warstwy klejącej do podłoża wynosiła 6,25 cm^2 (2,5 x 2,5 cm). Próbkę taśmy samoprzylepnej mocowano w specjalnie do tego celu skonstruowanej w Laboratorium Klejów i Materiałów Samoprzylepnych na Zachodniopomorskim Uniwersytecie Technologicznym w Szczecinie maszynie, umożliwiającej automatyczny odczyt czasu przy, której następowało pęknięcie. Za wielkość badanej kohezji przyjęto średnie arytmetyczne z 7 pomiarów.

Analogiczne pomiary kohezji przeprowadzono w temperaturze 70 $^{\circ}\text{C}$.

3.3.3. Kleistość

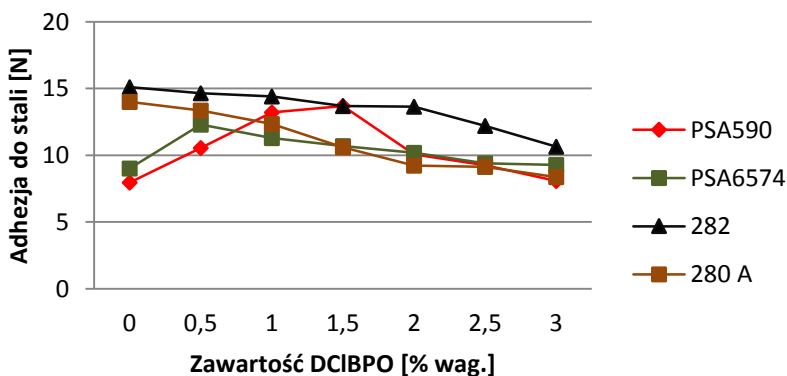
Kleistość klejów samoprzylepnych mierzono na maszynie wytrzymałościowej Zwick-Roell Z1 według metody Association des Fabricants Europeens de Rybans Auto-Adhesifs (AFERA) 4015. Metoda ma zastosowanie przy badaniu złącz adhezyjnych otrzymywanych bez dodatkowego nacisku, jedynie „napór” opadającej taśmy) złożonych z warstwy sztywnej (płytką stalową) oraz z warstwy giętkiej (taśma samoprzylepna), którą w trakcie pomiaru poddaje się oddzieraniu taśmy pod kątem 90 °. Powierzchnia styku warstwy klejącej do podłoża wynosiła 5 cm² (2,5 cm x 2 cm).

Za wielkość badanej adhezji przyjęto średnie arytmetyczne z 7 pomiarów.

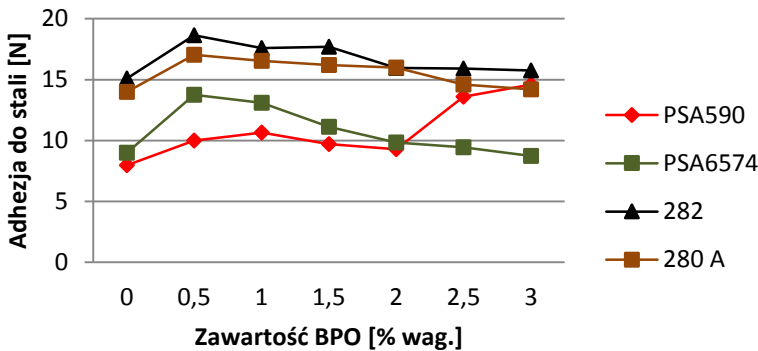
4. Analiza wyników

4.1. Adhezja

W większości przypadków największą adhezję do podłoża metalowego wykazały kompozycje zawierające 0,5 % wag. związku sieciującego zarówno w przypadku nadtlenu benzoilu (BPO) jak i nadtlenu dichlorobenzoilu (DCIBPO). Dla kompozycji 282 odpowiednio ok. 18 N i 15 N. Wraz ze wzrostem stężenia związku sieciującego, wartość adhezji kleju malała (rysunek 1 oraz 2). Jedynie w przypadku kompozycji kleju silikonowego firmy Momentive PSA590 w przypadku obydwu nadtlenczków organicznych wzrost stężenia środka sieciującego wpływał na zwiększenie adhezji. Najwyższą adhezję w stosunku do dodatku środka sieciującego wykazywały kompozycje 282 zarówno w przypadku BPO jak i DCIBPO. W większości kompozycji klejów silikonowych duże stężenie środków sieciujących powodowało znaczne obniżenie się wartości adhezyjnych kleju.



Rysunek 1. Adhezja badanych Si-PSA o różnym stężeniu DCIBPO [19]



Rysunek 2. Adhezja badanych Si-PSA o różnym stężeniu BPO [19]

4.2. Kohezja

Wartość kohezji silikonowych klejów samoprzylepnych, określonej jako czas upływający do chwili pęknięcia kohezijnego (lub adhezyjnego w przypadku kompozycji przesieciowanych, w których uzyskanie wysokiej kohezji spowodowało utratę dobrych właściwości adhezyjnych i kleistości badanych materiałów) w temperaturze 20°C oraz 70°C przedstawiono odpowiednio w tabeli 1 oraz 2.

Na ogół, w temperaturze 20°C już niewielki wzrost stężenia środka sieciującego powodował znaczne polepszenie kohezji kompozycji klejowych, skutkując wydłużeniem czasu utrzymywania się badanych próbek pod obciążeniem 10 N. W kilku przypadkach (o wysokim stężeniu środka sieciującego) odnotowano skrócenie czasu kontaktu warstwy kleju z płytką stalową (przedwczesne oderwanie się próbki od płytki stalowej), co było konsekwencją przesieciowania kleju i zmniejszenia adhezji warstwy samoprzylepnej. Dla kompozycji klejowej 282 zawierającej nadtlenek dichlorobenzoiłu odnotowano ww. efekt już przy 1,5% wag. stężeniu środka sieciującego, a w przypadku kleju samoprzylepnego 280A z dodatkiem nadtlenu benzoilu o stężeniu 1,5% wag.

Dla badania w temperaturze 70°C najlepsze właściwości kohezyjne wykazały kompozycje kleju samoprzylepnego 280A, zarówno z nadtlaniem benzoilu jak i nadtlaniem dichlorobenzoiłu. W przypadku pozostałych kompozycji klejowych dodatek związku sieciującego początkowo zwiększał kohezję warstwy klejowej aż do optimum (np. dla kompozycji kleju samoprzylepnego PSA590 z BPO otrzymano dla stężenia 1,5% wag.), po czym zwiększenie stężenia powodowało przesieciowanie warstwy klejowej skutkujące dużym obniżeniem adhezji do podłoża a tym samym przedwczesnym oderwaniem się próbki od płytki stalowej.

Tabela 1. Kohezja badana w temperaturze 20°C, wyrażona jako czas potrzebny do pęknięcia kohezynego badanych Si-PSA, zawierających różne stężenia BPO i DCIBPO.

Nazwa związku sieciującego	Stężenie związku sieciującego	Akronim Klejów [h]			
		280A	282	PSA590	PSA6574
-	0% wag.	0,83	6,57	10,12	6,75
BPO	0,5% wag.	>> 72	>> 72	>> 72	47,08
	1% wag.	>> 72	>> 72	>> 72	>> 72
	1,5% wag.	>> 72	>> 72	>> 72	60,12
	2% wag.	47,08	>> 72	>> 72	51,9
	2,5% wag.	16,32	>> 72	>> 72	36,75
	3% wag.	8,22	>> 72	>> 72	21,53
DCIBPO	0,5% wag.	4,43	>> 72	5,00	>> 72
	1% wag.	>> 72	>> 72	42,10	>> 72
	1,5% wag.	>> 72	38,15	>> 72	>> 72
	2% wag.	>> 72	36	>> 72	>> 72
	2,5% wag.	>> 72	15,67	>> 72	>> 72
	3% wag.	4,67	11,27	>> 72	>> 72

Źródło: Opracowanie własne

Tabela 2. Kohezja badana w temperaturze 70°C, wyrażona jako czas potrzebny do pęknięcia kohezynego badanych Si-PSA, zawierających różne stężenia BPO i DCIBPO.

Nazwa związku sieciującego	Stężenie związku sieciującego	Akronim Klejów [h]			
		280A	282	PSA590	PSA6574
-	0% wag.	0,83	0,2	0,08	0,28
BPO	0,5% wag.	>> 72	0,4	3,10	1,97
	1% wag.	>> 72	1,32	7,10	1,8
	1,5% wag.	>> 72	2,2	>> 72	1,23
	2% wag.	47,08	2,2	0,60	1,13
	2,5% wag.	16,32	>> 72	34,37	0,73
	3% wag.	8,22	1,45	0,30	0,6
DCIBPO	0,5% wag.	4,43	1,03	0,15	0,92
	1% wag.	>> 72	2,4	6,92	14,35
	1,5% wag.	>> 72	2,6	7,82	14,72
	2% wag.	>> 72	3,8	33,87	15,25
	2,5% wag.	>> 72	2,98	>> 72	18,52
	3% wag.	4,67	2,75	>> 72	>> 72

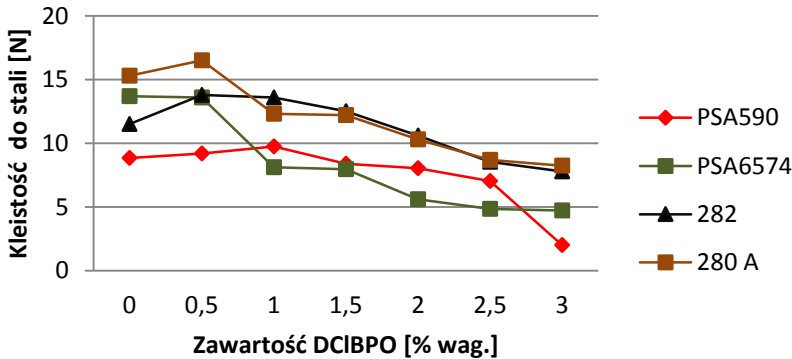
Źródło: Opracowanie własne

4.3. Kleistość

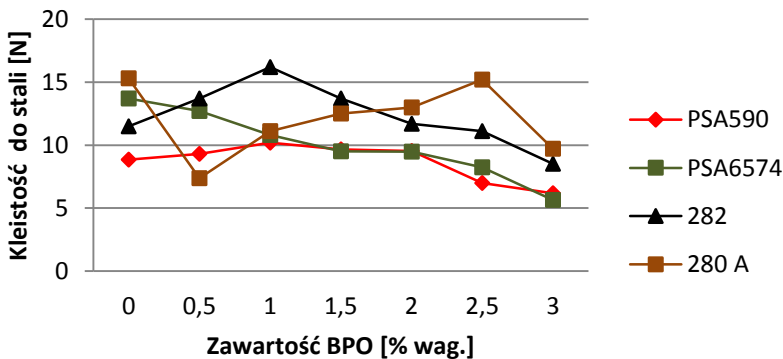
W większości przypadków wraz ze wzrostem stężenia środków sieciujących zaobserwowano znaczny spadek kleistości. Dla nadtlenu dichlorobenzolu w przypadku PSA590 i 282 odnotowano początkowy niewielki wzrost

kleistości. Najlepsze właściwości klejące wykazywały kompozycje 280A oraz dla większego stężenia DCIBPO (od 1,5 % wag.) 282.

Dodatek BPO dla PSA590, 282 i 280A wpływał niejednoznacznie na właściwości kleistości powodując jej wzrost przy większym dodatku środka sieciującego. W przypadku kompozycji zawierających klej PSA6574 wzrost zawartości nadtlenku benzoilu w kompozycji powodował spadek jej kleistości.



Rysunek 3. Kleistość badanych Si-PSA o różnym stężeniu DCIBPO [19]



Rysunek 4. Kleistość badanych Si-PSA o różnym stężeniu BPO [19]

5. Wnioski

Właściwości silikonowych klejów samoprzylepnych (Si-PSA) sieciowanych termicznie organicznymi nadtlenkami (według mechanizmu rodnikowego) zależą od rodzaju oraz stężenia zastosowanych związków sieciują-

cych. Zwiększenie zawartości nadtlenku benzoilu lub nadtlenku dichlorobenzoilu w układzie wpływało na znaczne (na ogół) zwiększenie kohezji, przy jednoczesnym zmniejszeniu adhezji badanego kleju.

Wybrane silikonowe kleje samoprzylepne (Si-PSA) będące przedmiotem badań charakteryzowały się doskonałą adhezją oraz wysoką kohezją po usieciowaniu co pozwala sądzić, iż z powodzeniem mogłyby znaleźć zastosowanie przy łączeniu materiałów o niskiej energii powierzchniowej, takich jak PE, PP oraz PTFE.

Najlepsze właściwości adhezyjne i kohezyjne otrzymano dla usieciowanej kompozycji kleju 282 zawierającego niewielkie stężenie środka sieciującego (0,5 – 1 % wag.) w przypadku obydwu związków sieciujących. Pozwala to stwierdzić, iż jest to klej najlepiej nadający się do zastosowań przy wytwarzaniu produktów samoprzylepnych na bazie samoprzylepnych klejów silikonowych. Właściwości, jakimi wykazały się kompozycje kleju 280A niewiele ustępują w porównaniu do adekwatnych właściwości kleju 282.

Literatura

1. Lin S. B., Durfee L. D., Ekeland R. A., McVie J., Schalau II G. K. *Recent advances in silicone pressure-sensitive adhesives*, Journal of Adhesion Science and Technology, 21 (2007) 605-623
2. Czech Z., Kowalczyk A., Świdwerska J. *Pressure sensitive adhesives for medical applications*, Wide Spectra of Quality Control, 17 (2011) 310-332
3. Antosik A. K., Ragańska P., Czech Z. *Termiczne sieciowanie samoprzylepnych klejów silikonowych nadtlenkami organicznymi*, Polimery, 18 (2014) 25-30
4. Mirski Z., Piwowarczyk T. *Podstawy klejenia, kleje i ich właściwości*, Przegląd Spawalnictwa, 8 (2008) 12-21
5. Czech Z. *Development In the area of UV-crossinkable solvent-based pressure-sensitive adhesives with excellent shrinkage resistance*, European Polymer Journal. 40 (2004) 2221-2227
6. Czech Z. *Crosslinking of pressure-sensitive based on water-borne acrylate*, Polymer International, 52 (2003) 347-357
7. Tolia G., Li S. K. *Silicone adhesive matrix of verapamil hydrochloride to provide pH-independent sustained release*, Journal of the American Association of Pharmaceutical Scientists, 15 (2013) 1-10
8. Chen X., Wang S., Chen M., Liu S. *Phosphor setting induced mechanical degradation of silicone/phosphor composite in light emitting diode packages*, Journal of Applied Polymer Science, 10 (2015) 1-8
9. Aliyar H., Huber R., Loubert G., Schalau II G. *Efficient ibuprofen delivery from anhydrous semisolid formulation based on novel cross-linked silicone polymer network: an in vitro and in vivo study*, Journal of Pharmaceutical Sciences, 103 (2014) 2005-2011

10. Pang B., Ryu Ch. M., Jim H. II *Improvement wettability of pressure-sensitive adhesive on silicon in water using crosslinking agent with siloxane groups*, Journal of Applied Polymer Science, 129 (2012) 276-281
11. Antosik A. K., Czech Z. *Wpływ ilości barwnika na fizyczne właściwości silikonowych klejów samoprzylepnych*, Dokonania Młodych Naukowców 94 (2015) 41-42
12. Naruse M., Ogawara K., Kimura T., Konishi R., Higaki K. *Development of transdermal therapeutic formulation of CNS5161, a novel NMDA receptor antagonist, by utilizing pressure-sensitive adhesives II: Improved transdermal adsorption and evaluation of efficacy and safety*, European Journal of Pharmaceutical Sciences, 52 (2014) 86-94
13. Kuo Ch.F. J., Chen J. B., Shih Ch. Y., Huang Ch. Y. *Silicone resin synthesized by tetraethoxysilane and chlorotrimethylsilane through hydrolysis-condensation reaction*, Journal of Applied Polymer Science, 131 (2014) 1-8
14. Czech Z., Butwin A. *Poliakrylanowe kleje samoprzylepne sieciowane dualnie*, Wiadomości Chemiczne, 63 (2009) s. 269-284
15. Wilpiszewska K., Czech Z. *Citric acid modified potato starch films containing microcrystalline cellulose reinforcement – properties and application*, Starch, 65 (2014) 1-8
16. Pang B., Ryu Ch.M., Kim H. II *Effect of naphthyl curing agent having thermally stable structure on properties of UV-cured pressure sensitive adhesives*, Journal of Industrial and Engineering Chemistry, 20 (2015) 3195-3200
17. Lu X., Cao G., Niu Z., Pan Q. *Viscoelastic and adhesive properties of single-component thermoresistant acrylic pressure sensitive adhesives*, Journal of Applied Polymer Science, 131 (2014) 1-10
18. Czech Z., Kabatc J., Kowalczyk A., Sowa D., Madejska E. *Application of selected 2-methylbenzothiazoles AS cationic photoreactive cross linkers for pressure-sensitive adhesives based on acrylic*, International Journal of Adhesion and Adhesives, 58 (2015) 1-6
19. Antosik A. K. *Influence of dichlorobenzoyl peroxide to physical properties of silicone pressure-sensitive adhesives*, Konferencja “Mała Wielka Nauka” ISBN 978-83-7283-643-4 (2014) 41-43

Comparison of selected properties of light-emitting diodes

Porównanie wybranych właściwości diod elektroluminescencyjnych

Streszczenie

W ramach pracy przeanalizowano wybrane właściwości niebieskich diod elektroluminescencyjnych w celu doboru odpowiednich parametrów umożliwiających wykorzystanie badanych diod do kalibracji detektora promieniowania Czerenkowa. W szczególności eksperymentalnie przebadano 10 modeli diod LED mierząc czas narastania, szerokość impulsu, impedancję zastępczą oraz moc optyczną.

Pomiary elektrycznych właściwości diod zostały wykonane przy użyciu analizatora impedancji oraz kąta przesunięcia fazowego. Na podstawie uzyskanych rezultatów możliwe było wyznaczenie rezystancji oraz pojemności diod przy różnych wartościach napięcia.

Charakterystyki czasowe wyznaczono przy użyciu oscyloskopu LeCroyWaverunner 62Xi, generatora funkcyjnego DDS oraz fotopowielacza. Pomiary wykonano dla różnych wartości napięcia oraz przy wykorzystaniu kilku filtrów ograniczających natężenie światła docierającego do fotopowielacza. W każdym rozpatrywanym przypadku badane były 2 różne diody tego samego typu, co pozwoliło na określenie różnic między poszczególnymi egzemplarzami.

W ramach badań właściwości optycznych wyznaczono moc optyczną diod. Następnie wykorzystując uzyskane rezultaty obliczono liczbę fotonów przypadających na pojedynczy impuls. Do pomiarów wykorzystano miernik Newport 1835-C wyposażony w detektor 818-UV/CM.

Wykonane badania miały na celu wyselekcjonowanie diod LED o odpowiednich parametrach czasowych, elektrycznych i optycznych, które najlepiej sprawdzą się podczas kalibracji

Abstract

In the paper some selected properties of the blue light-emitting diodes planned to be used to calibration of Cherenkov radiation's detector have been analysed. In particular ten LEDs models have been experimentally examined by measuring the rise time, pulse width, complex impedance and optical power.

Measurements of LEDs electric properties have been made by using impedance and phase analyser. On the basis of obtained results the resistance and capacitance of each LED for different voltage values have been calculated.

Timing characteristics were determined by using LeCroyWaverunner 62Xi oscilloscope, DDS function generator and photomultiplier. Measurements have been performed for different values of voltage and a few neutral density filters to restrict the intensity of light reaching the photomultiplier have been used. In each case two different diodes of the same type have been tested to define differences between copies.

Research of optical properties consisted of measuring optical power of LEDs. Then, using the obtained results, number of photons per pulse has been calculated. To measurement a Newport 1835-C optical power measurer fitted with a 818-UV/CM detector has been used.

Research has been performed to select the diode with relevant parameters, which best suits during calibration of Cherenkov radiation's detector. In the next step testing properties of LEDs in various connections is planned.

Keywords: light-emitting diode, rise time, pulse width, optical power, electric properties

¹izabelawrona2107@op.pl, Instytut Fizyki, Wydział Inżynierii Produkcji i Technologii Materiałów, Politechnika Częstochowska, www.pcz.pl

²jarosikmw@wip.pcz.pl, Instytut Fizyki, Wydział Inżynierii Produkcji i Technologii Materiałów, Politechnika Częstochowska, www.pcz.pl

detektora promieniowania Czerenkowa. W kolejnym kroku planowane są badania polegające m.in. na testowaniu właściwości układów diod w różnych połączeniach.

Słowa kluczowe: dioda elektroluminescencyjna, czas narastania, szerokość impulsu, moc optyczna, właściwości elektryczne

1. Wprowadzenie

W ramach pracy przeanalizowano wybrane właściwości niebieskich diod elektroluminescencyjnych w celu doboru odpowiednich parametrów umożliwiających wykorzystanie badanych diod do kalibracji detektora promieniowania Czerenkowa. Promieniowanie Czerenkowa jest promieniowaniem elektromagnetycznym emitowanym podczas ruchu naładowanej cząstki z prędkością większą od prędkości światła w danym ośrodku. Dzięki analizie promieniowania Czerenkowa możliwe jest wykrycie i poznanie właściwości neutron pochodzenia kosmicznego [1, 2].

Elementem bezpośrednio odpowiadającym za detekcję promieniowania jest fotopowielacz. Właściwa kalibracja wodnego detektora wyposażonego w dziesiątki tysięcy fotopowielaczy może być przeprowadzona przy użyciu diod elektroluminescencyjnych o dobrze określonych parametrach. Ze względu na fakt, iż długość fal promieniowania Czerenkowa pokrywa się z widmem światła widzialnego o najkrótszych falach, do kalibracji najlepiej zastosować diody dające światło niebieskie [3, 4].

Celem pracy jest zaprezentowanie wyników przeprowadzonych testów z uwzględnieniem podziału na właściwości elektryczne, czasowe i optyczne.

2. Materiały

Do testów wybrano diody pięciu różnych producentów, przy czym konkretne modele dobierano tak, by długości fali emitowanego promieniowania były zbliżone. Zauważmy, że rozbieżności długości fali pomiędzy poszczególnymi typami diod nie przekraczają 22 nm. Ponadto w badaniach wykorzystano diody powierzchniowe oraz tradycyjne. Modele diod opisywanych w ramach pracy zostały przedstawione w tabeli 1.

Tabela 1. Rozpatrywane modele diod

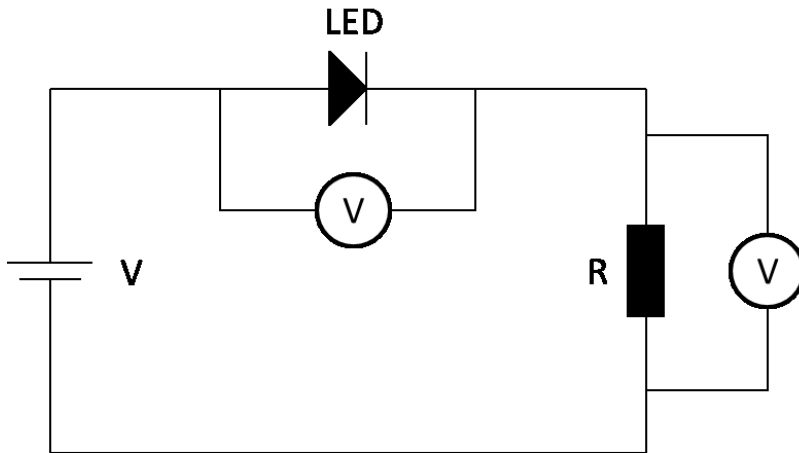
Symbol	Producent	Oznaczenie producenta	Długość fali [nm]	Format
D1	MULTICOMP	MCL053SBLC	472	5 mm
D2	AVAGO TECHNOLOGIES	HLMP-CB1A-XY0DD	470	5 mm
D3	KINGBRIGHT	L-7113QBC-G	465	5 mm
D4	KINGBRIGHT	L-10934VBC/DS-D	470	3 mm
D5	KINGBRIGHT	L-17114VBC/DS-D	470	5 mm
D6	KINGBRIGHT	KA-3535QB25Z4S	450	Dioda powierzchniowa
D7	AVAGO TECHNOLOGIES	HLMP-CB1A-UV0DD	470	5 mm
D8	MULTICOMP	703-0147	465	Dioda powierzchniowa
D9	OSRAM	LBH9GP-GYHY-35-1	470	Dioda powierzchniowa
D10	LUMILEDS	LXML-PB01-0023	470	Dioda powierzchniowa

Źródło: Opracowanie własne

3. Właściwości elektryczne – metoda pomiarów

Rzeczywista dioda elektroluminescencyjna charakteryzuje się występowaniem rezystancji szeregowej (R_s), rezystancji upływu (R_u) oraz pojemności (C), związanej z ładunkiem przestrzennym na złączu p-n. Rezystancja upływu wynika ze zjawisk powierzchniowych i defektów struktury złącza, natomiast rezystancja szeregową jest sumą rezystancji obszarów p, n oraz doprowadzeń [5].

Rezystancja szeregową diod opisywanych w pracy została wyznaczona przy wykorzystaniu obwodu elektrycznego przedstawionego na rysunku 1.



Rysunek 1. Obwód do wyznaczenia rezystancji szeregowej diody [opracowanie własne]

Rezystancja opornika R , którym posłużono się podczas pomiarów wynosiła 18Ω . Dzięki zmierzeniu wartości napięcia na wspomnianym rezystorze możliwe było obliczenie natężenia prądu płynącego w obwodzie, a następnie, na jego podstawie, wyznaczenie charakterystyk prądowo-napięciowych badanych diod [6].

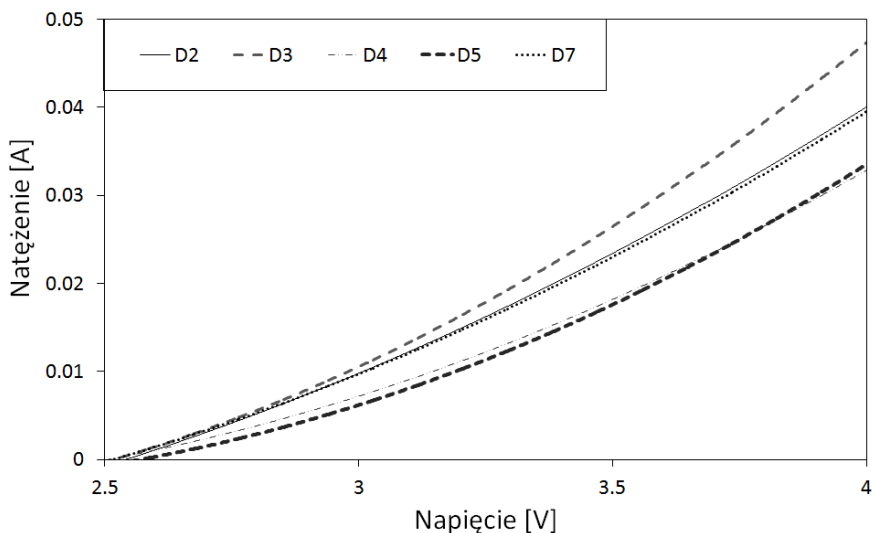
Pomiary modułu impedancji i kąta przesunięcia fazowego wykonane przy użyciu miernika 4284A HP Precision LCR Meter posłużyły do obliczenia rezystancji upływu oraz pojemności 10 modeli diod.

3.1. Rezultaty pomiarów właściwości elektrycznych

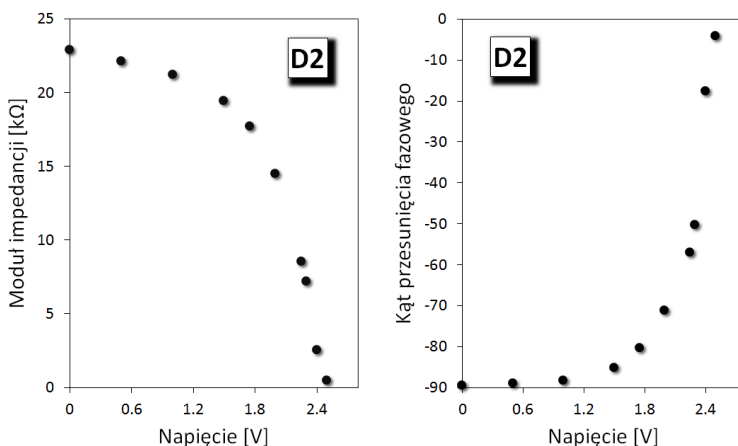
Charakterystyki prądowo napięciowe diod były bardzo zbliżone dla wszystkich modeli. Przykładowe wyniki pomiarów zostały zaprezentowane na wykresie 1.

Rezystancję szeregową obliczono jako tangens kąta nachylenia wykresu do osi odciętych [7]. W omawianym przypadku można przyjąć, że jest ona taka sama dla wszystkich typów diod i wynosi 33Ω .

Przykładowe wyniki pomiarów dokonanych przy użyciu analizatora impedancji przedstawiono na wykresie 2.



Wykres 1. Natężenie w funkcji napięcia dla 5 modeli diod [opracowanie własne]



Wykres 2. Moduł impedancji i kąt przesunięcia fazowego diody D2 w funkcji napięcia [opracowanie własne]

Otrzymane wyniki pozwalają stwierdzić, że wraz ze wzrostem napięcia moduł impedancji oraz kąt przesunięcia fazowego dążą do zera. Dzieje się tak w przypadku wszystkich modeli badanych diod. Ujemny kąt przesunięcia fazowego świadczy o pojemnościowym charakterze impedancji. Analizując uzyskane wykresy można określić przy jakim napięciu dioda zaczyna świecić – pojawia się nagły spadek impedancji [8].

Impedancja zastępcza diody rzeczywistej wyraża się wzorem (1):

$$Z = R_s + \frac{R_u}{1 + (R_u \omega C)^2} - i \frac{R_u^2 \omega C}{1 + (R_u \omega C)^2}, \quad (1)$$

gdzie: R_s – rezystancja szeregową (33 Ω), R_u – rezystancja upływu, $\omega = 2\pi f$, f – częstotliwość (1 MHz), C – pojemność diody.

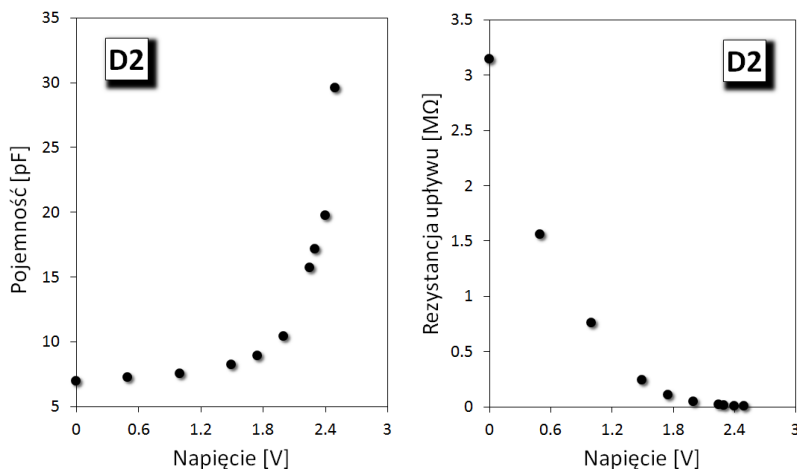
Zmierzone wartości modułu impedancji (2) oraz kąta przesunięcia fazowego (3) wyrażają się wzorami:

$$|Z| = \sqrt{x^2 + y^2}, \quad (2)$$

$$\theta = \arctan\left(\frac{x}{y}\right), \quad (3)$$

gdzie: x – część urojona wzoru (1), y – część rzeczywista wzoru (1).

Stosując powyższe równania obliczono wartości rezystancji upływu i pojemności diod przy różnych napięciach. Przykładowe wyniki obliczeń pokazano na wykresie 3.



Wykres 3. Pojemność i rezystancja upływu diody D2 w funkcji napięcia [opracowanie własne]

Analizując uzyskane wyniki można zauważyć, że pojemność rośnie wraz z napięciem, natomiast rezystancja upływu maleje. Zależność ta powtarza się we wszystkich modelach testowanych diod.

Rezystancja upływu, która dla najmniejszych wartości napięcia przyjmuje wartości rzędu megaomów, odgrywa rolę podczas pracy diody w kierunku zaporowym. Otrzymane wartości pojemności całkowitej stanowią sumę pojemności dyfuzyjnej oraz złączowej, które są nieliniowymi funk-

cyjami doprowadzonego napięcia. Pojemność złączowa wynika z występowania ładunku przestrzennego w warstwie zubożonej i jest istotna przy polaryzacji w kierunku zaporowym, natomiast pojemność dyfuzyjna, która dominuje podczas polaryzacji w kierunku przewodzenia, ma związek z nadmiarowymi nośnikami dyfundującymi w głąb obszarów p i n [5].

Wyniki uzyskane dla wszystkich typów diod zostały zestawione w tabeli 2. Na szczególną uwagę zasługuje fakt, iż diody powierzchniowe wyróżniają się mniejszą rezystancją upływu od diod tradycyjnych, z kolei ich pojemność jest znacznie większa.

Tabela 2. Zestawienie otrzymanych rezultatów

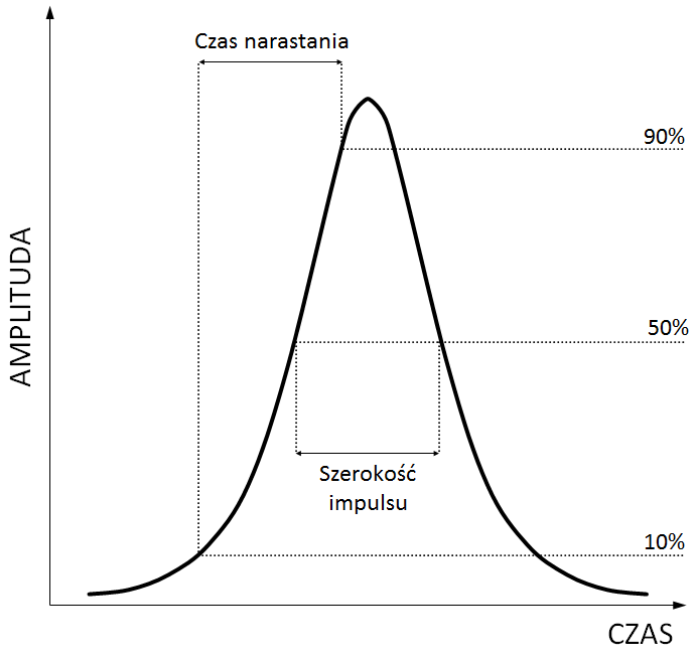
Model diody	Format	Maksymalna pojemność [pF]	Maksymalna rezystancja upływu [MΩ]
D1	5 mm	55,25	51,11
D2	5 mm	43,17	3,14
D3	5 mm	80,41	2,57
D4	3 mm	37,62	11,04
D5	5 mm	9,02	6,55
D6	Dioda powierzchniowa	354,07	0,59
D7	5 mm	44,28	1,74
D8	Dioda powierzchniowa	685,82	0,031
D9	Dioda powierzchniowa	1113,78	0,40
D10	Dioda powierzchniowa	6411,06	0,013

Źródło: Opracowanie własne

4. Charakterystyki czasowe – metoda pomiarów

Układ, przy użyciu którego wyznaczono charakterystyki czasowe 7 modeli diod elektroluminescencyjnych (D1-D7), wyposażony był w oscyloskop LeCroyWaverunner 62Xi umożliwiający pomiar parametrów przebiegów odkształconych. Aby zastosować wspomniany oscyloskop konieczne było przekształcenie światła wytwarzanego przez badaną diodę na impuls elektryczny. W tym celu posłużono się fotopowielaczem [9]. Fotony padające na fotokatodę tego urządzenia wybijają z jej powierzchni elektrony wskutek zewnętrznego zjawiska fotoelektrycznego. W kolejnym etapie następuje emisja wtórna elektronów z powierzchni układu dynod, dzięki czemu impuls zostaje znacznie wzmacniony [3].

Układ, przez cały czas trwania pomiarów, musiał być izolowany od zewnętrznych źródeł światła, aby zapobiec uszkodzeniu fotopowielacza oraz zapewnić wiarygodne wyniki. Każda z prezentowanych wartości czasu narastania i szerokości impulsu stanowi średnią arytmetyczną ok. 100 pomiarów [9].

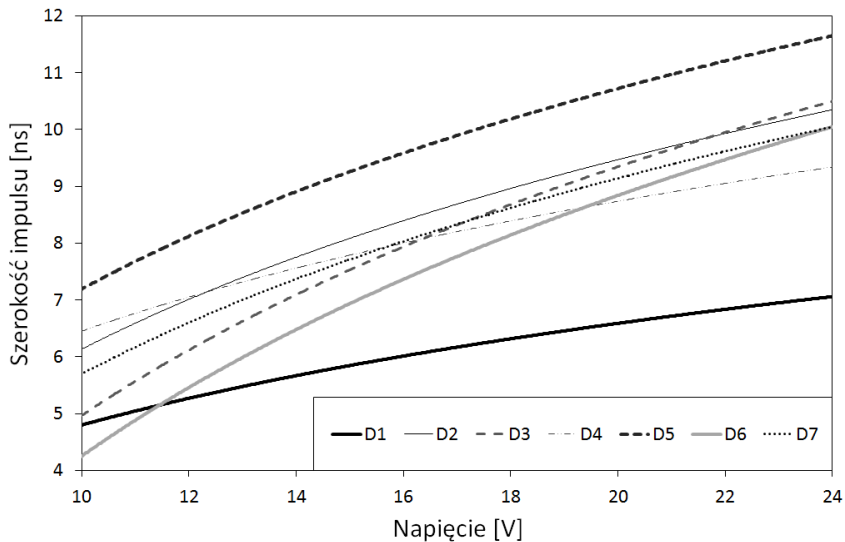


Rysunek 2. Czas narastania i szerokość impulsu [opracowanie własne]

4.1. Szerokość impulsu

4.1.1. Porównanie szerokości impulsu różnych modeli diod

Szerokość impulsu 7 modeli diod została zmierzona dla różnych wartości napięcia. Pomiary wykonano przy użyciu filtrów ND (NeutralDensity), które pozwalają na ograniczenie natężenia padającego światła, jednak nie zmieniają przy tym jego częstotliwości [10]. Uzyskane rezultaty zostały pokazane na wykresie 4.

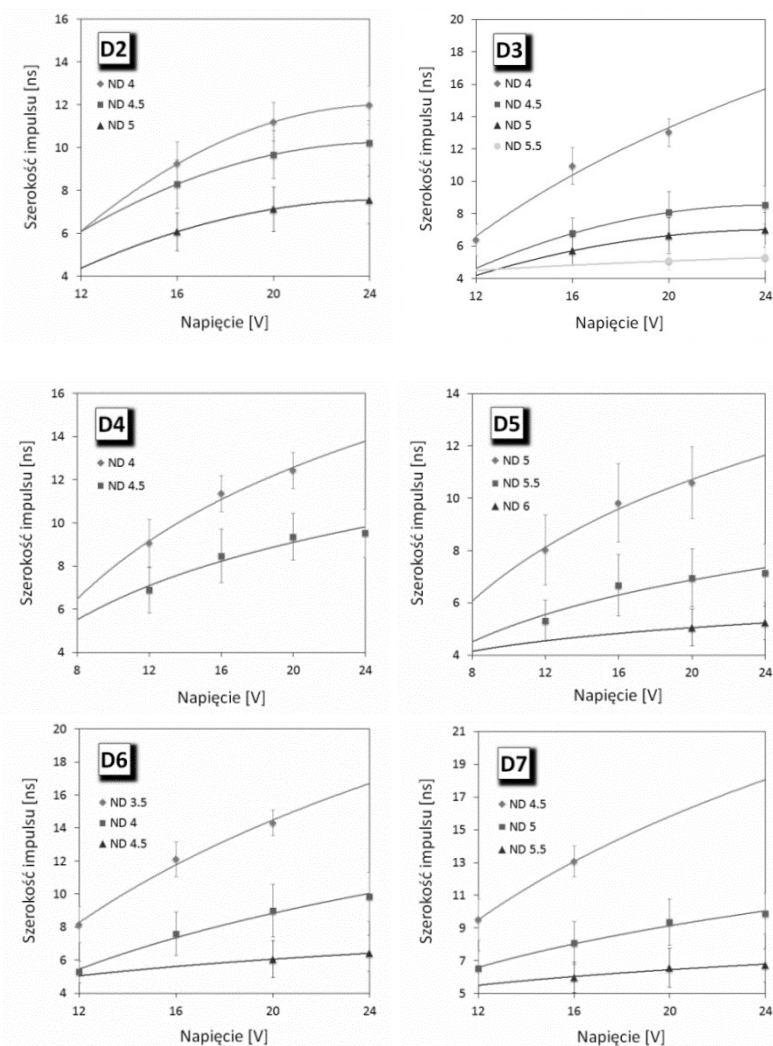


Wykres 4. Szerokość impulsu w funkcji napięcia [opracowanie własne]

Wzrostowi napięcia towarzyszy wzrost szerokości impulsu, co można zauważyć na wykresie 4. Na podstawie uzyskanych wyników łatwo stwierdzić, że najmniejszą szerokością impulsu cechuje się dioda D1, co szczególnie widoczne staje się przy wyższych wartościach napięcia. Dodatkowo w przypadku tego modelu diody wzrost szerokości impulsu wraz z napięciem jest najwolniejszy. Dioda D5 przy każdym z zastosowanych napięć posiada największą szerokość impulsu spośród badanych. Na uwagę zasługuje również dioda D6, która dla niskich wartości napięcia charakteryzuje się najmniejszą szerokością impulsu, która jednak szybko rośnie wraz ze wzrostem napięcia.

4.1.2. Szerokość impulsu dla różnych filtrów ND

Pomiary szerokości impulsu zostały przeprowadzone dla filtrów ND o różnej mocy tłumienia. Ze względu na ograniczoną czułość fotopowielacza niemożliwe było zastosowanie zbyt silnych filtrów, z kolei przy filtrach o niewielkim stopniu tłumienia pojawiały się efekty saturacji. Najsilniejszym filtrem wykorzystanym podczas pomiarów był filtr ND6 (przepuszczający 16,67% światła), natomiast najslabszym filtr ND3.5 (przepuszczający 28,6% światła) [10].

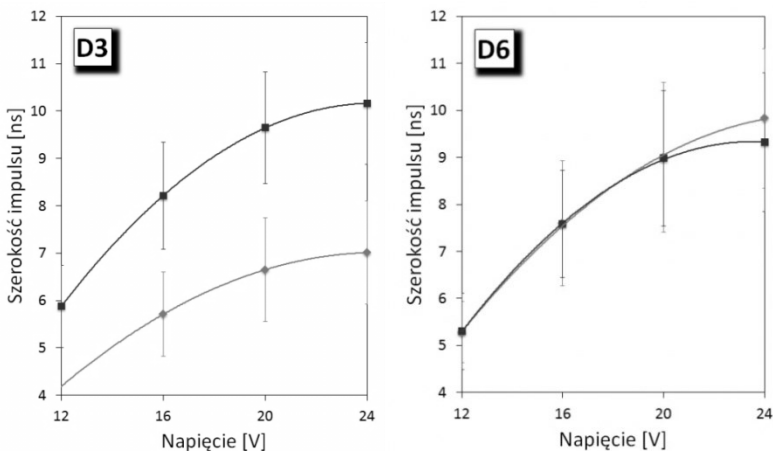


Wykres 5. Porównanie szerokości impulsu przy zastosowaniu filtrów ND o różnej mocy tłumienia [opracowanie własne]

Na wykresie 5 pokazano uzyskane rezultaty. Łatwo zauważyć, iż moc zastosowanego filtra ma duży wpływ na szerokość impulsu. Dla wszystkich modeli testowanych diod spełniona jest zależność, że im większy współczynnik tłumienia tym szerokość impulsu staje się mniejsza. W przypadku diody D1 dokonanie pomiaru było możliwe przy użyciu tylko jednego filtra.

4.1.3. Test jakości

W każdym rozpatrywanym przypadku badane były 2 różne diody tego samego typu, co pozwoliło na określenie różnic między poszczególnymi egzemplarzami. Dla wszystkich typów diod, z wyjątkiem D3, różnice między uzyskanymi rezultatami mieściły się w granicach niedokładności pomiarowej, co zostało pokazane na wykresie 6.

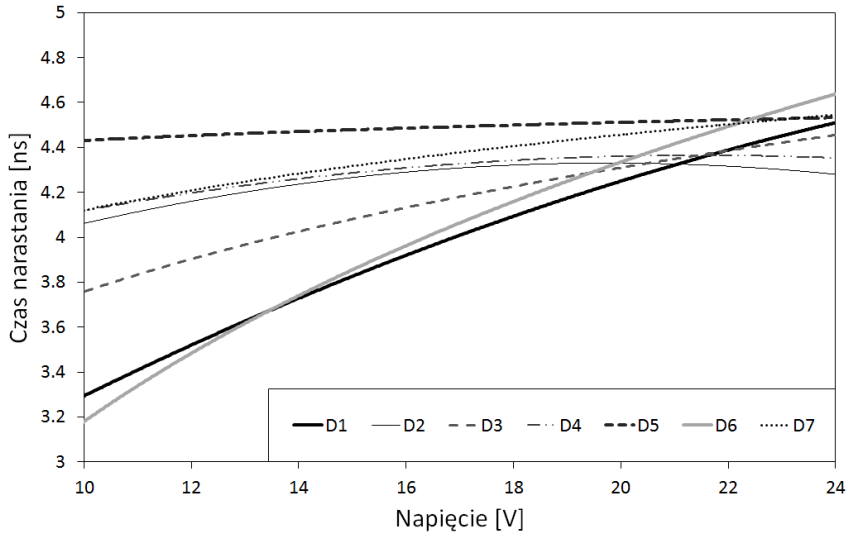


Wykres 6. Szerokość impulsu w funkcji napięcia dla dwóch egzemplarzy diody D3 oraz dwóch D6 [opracowanie własne]

4.2. Czas narastania

4.2.1. Porównanie czasu narastania dla różnych modeli diod

Czas narastania zmierzony przy różnych napięciach został zobrazowany na wykresie 7.

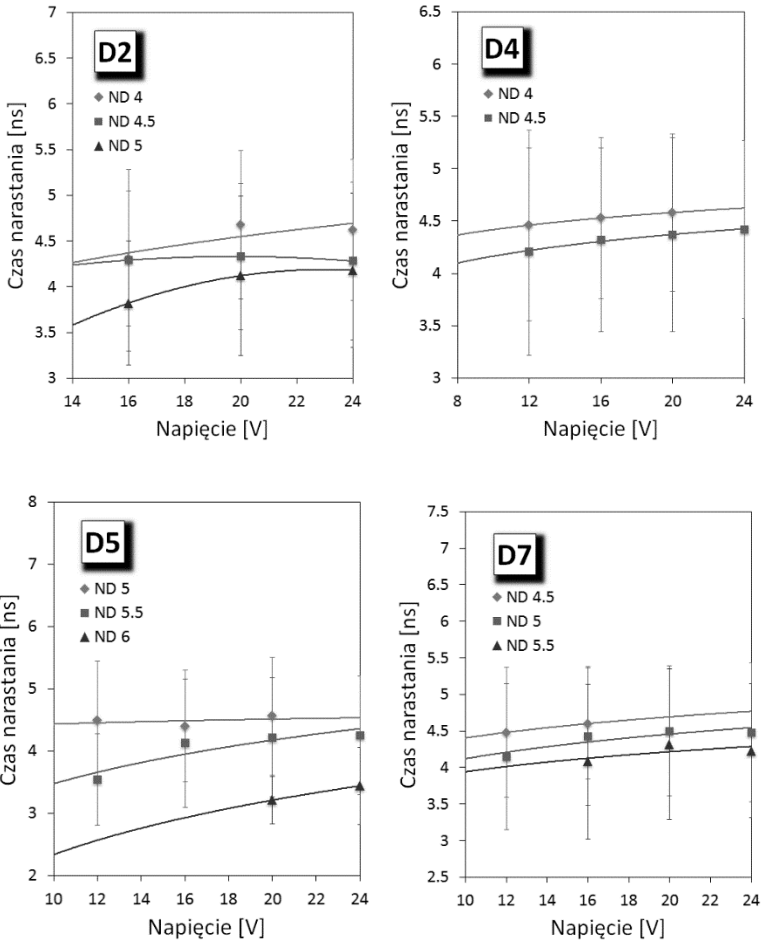


Wykres 7. Czas narastania w funkcji napięcia [opracowanie własne]

Na podstawie otrzymanych wyników można zaobserwować, że czas narastania rośnie wraz z napięciem. Przy niskich wartościach napięcia czas narastania znacznie się różni dla poszczególnych modeli testowanych diod, natomiast przy wyższych staje się zbliżony. Porównując wyniki z wykresów 4 oraz 7 można wywnioskować, że większej szerokości impulsu towarzyszy dłuższy czas narastania. Dioda D5 charakteryzuje się najwolniejszym, a D6 najszybszym wzrostem czasu narastania wraz z napięciem.

4.2.2. Czas narastania dla różnych filtrów ND

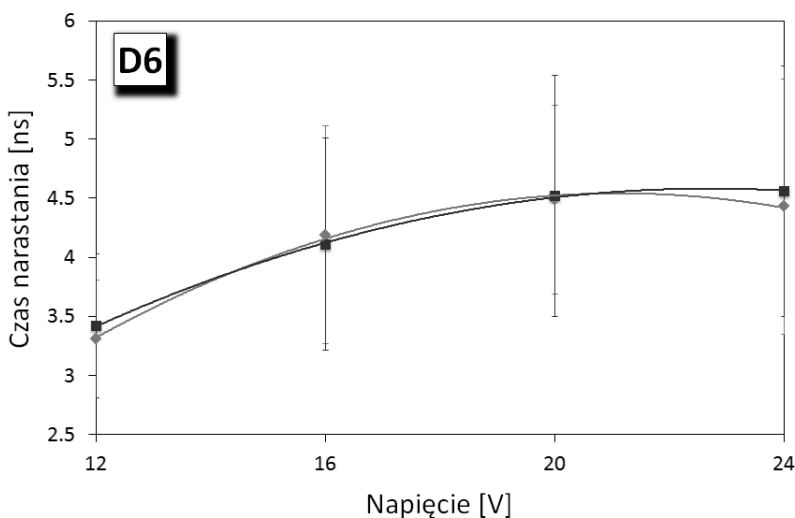
Pomiary wykonane przy użyciu filtrów ND o różnej mocy tłumienia pozwoliły stwierdzić, że czas narastania jest tym większy im słabszy filtr zostanie zastosowany. Przykładowe wyniki zostały pokazane na wykresie 8.



Wykres 8. Porównanie czasu narastania przy zastosowaniu filtrów ND o różnej mocy tłumienia [opracowanie własne]

4.2.3. Test jakości

Podobnie jak w przypadku szerokości impulsu, czas narastania został zmierzony dla 2 diod każdego modelu. Po przeprowadzeniu analizy otrzymanych rezultatów nie stwierdzono istotnych rozbieżności. Przykładowe wyniki zaprezentowano na wykresie 9.



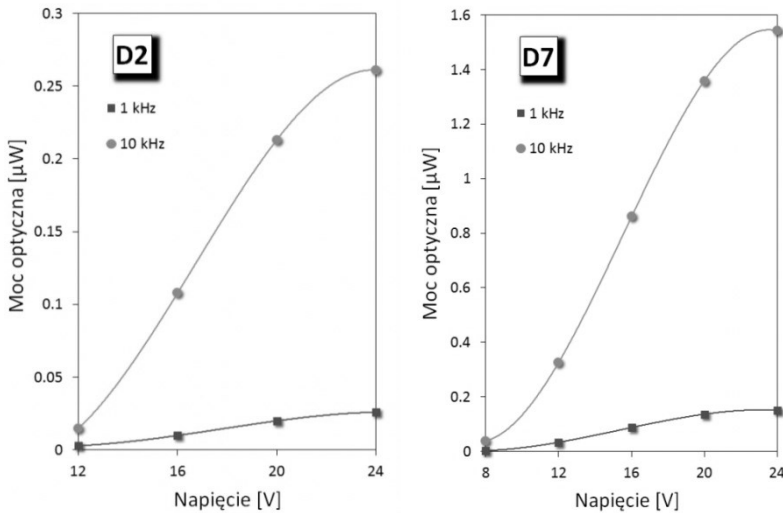
Wykres 9. Czas narastania w funkcji napięcia dla dwóch egzemplarzy diody D6 [opracowanie własne]

5. Właściwości optyczne – metoda pomiarów

W ramach badań właściwości optycznych przetestowano 7 modeli diod (D1-D7), przy użyciu miernika mocy optycznej Newport 1835-C wyposażonego w detektor 818-UV/CM. Pomiarów dokonano przy prądzie stałym, włączonym filtrze dolno- i górnoprzepustowym. Testy zostały wykonane dla dwóch częstotliwości impulsów przy kilku wartościach napięcia. Miernik mocy optycznej Newport 1835-C pozwolił na dostosowanie parametrów pomiarowych do długości fali światła, której wartość jest charakterystyczna dla każdego modelu diody, co zostało przedstawione w tabeli 1 [6, 7].

5.1. Rezultaty pomiarów właściwości optycznych

Wykorzystując opisaną metodę pomiarów uzyskano wartości mocy optycznej 7 modeli diod. Częstotliwość impulsów wynosiła 1 kHz oraz 10 kHz. Uzyskane wyniki dla diod o najmniejszej i największej mocy optycznej zostały przedstawione na wykresie 10.



Wykres 10. Moc optyczna w funkcji napięcia [opracowanie własne]

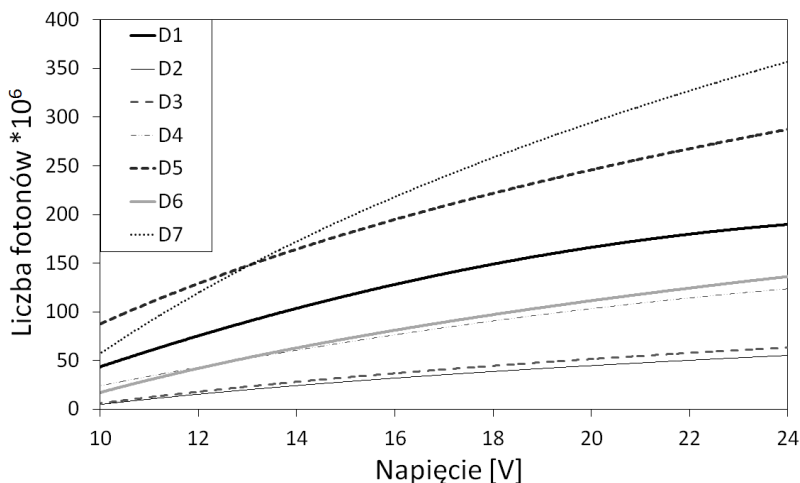
Analizując uzyskane rezultaty można stwierdzić, że wraz z napięciem rośnie również moc optyczna diody. Warto podkreślić, że w przypadku diody D2, której wyniki zostały przedstawione na wykresie, możliwe było zmierzenie mocy optycznej dopiero dla przyłożonego napięcia o wartości 12 V, ponieważ niższe napięcie nie powodowało świecenia diody (tak samo wyglądała sytuacja dla diod D3 i D6). Stwierdzono, że przy częstotliwości impulsów 1 kHz moc optyczna osiąga wartości poniżej 0,16 µW, natomiast przy częstotliwości 10 kHz 1,6 µW. Wartości te różnią się dla poszczególnych modeli diod. Jak wynika z przeprowadzonej analizy zwiększenie częstotliwości impulsów o rząd wielkości powoduje proporcjonalny wzrost mocy optycznej.

Uzyskane wyniki pozwoliły na obliczenie liczby fotonów przypadających na pojedynczy impuls. Do obliczeń posłużono się następującym wzorem (4):

$$n = \frac{P\lambda}{fhc}, \quad (4)$$

gdzie: P – moc optyczna, λ – długość fali światła charakterystyczna dla danej diody, f – częstotliwość pulsowania, h – stała Plancka, c – prędkość światła.

Uzyskane rezultaty zostały zaprezentowane na wykresie 11.



Wykres 11. Liczba fotonów dla pojedynczego impulsu w funkcji napięcia [opracowanie własne]

Na wykresie 11 przedstawiono liczbę fotonów dla pojedynczego impulsu w funkcji napięcia. Analizując wyniki można zaobserwować, że wraz z napięciem liczba fotonów szybko wzrasta. Dla niskich wartości napięcia różnice między poszczególnymi modelami badanych diod są stosunkowo niewielkie, jednak zwiększają się wraz ze wzrostem napięcia. Na podstawie uzyskanych rezultatów można stwierdzić, że liczba fotonów w jednym impulsie waha się od kilkudziesięciu do kilkuset milionów, w zależności od napięcia, przy czym największa jest dla diod D5 i D7, a najmniejsza dla diod D2 oraz D3. Warto podkreślić, że liczba fotonów jest taka sama, bez względu na zastosowaną częstotliwość impulsów.

6. Podsumowanie

Celem badań diod elektroluminescencyjnych było poznanie ich właściwości w celu wyselekcjonowania modeli o odpowiednich parametrach umożliwiających ich zastosowanie w procesie kalibracji detektora promieniowania Czerenkowa. W ramach pracy zostały przeprowadzone pomiary właściwości elektrycznych, czasowych oraz optycznych.

Podczas badań właściwości elektrycznych wyznaczono pojemność oraz rezystancję diod na podstawie zmierzonego modułu impedancji i kąta przesunięcia fazowego. Odnotowano znaczny wpływ przyłożonego napięcia na wspomniane parametry. Stwierdzono, że diody powierzchniowe cechują się jednocześnie najmniejszą rezystancją upływu i największą pojemnością.

Najważniejszymi parametrami decydującymi o przydatności danego modelu diody do kalibracji detektora są szerokość impulsu oraz czas narastania, których wartości powinny być jak najmniejsze. Wówczas impuls jest krótki,

szybko osiąga maksimum, dzięki czemu można osiągnąć dużą precyzję podczas kalibracji. Uzyskane rezultaty pozwoliły stwierdzić, że najodpowiedniejszymi charakterystykami czasowymi dla niskich napięć cechują się diody D1 i D6, jednak w obu przypadkach czas narastania gwałtownie rośnie wraz z napięciem w porównaniu z innymi modelami diod. Wykonane testy pokazały, że istotnym czynnikiem mającym wpływ zarówno na czas narastania jak i szerokość impulsu są filtry ND zastosowane podczas pomiarów. Dzięki ich wykorzystaniu można odpowiednio zmniejszyć parametry czasowe, przy czym na uwagę zasługuje fakt, iż moc tłumienia użytego filtra jest ograniczona czułością fotopowielacza. Nie zaobserwowano korelacji między długością światła charakteryzującą dany model diody ani ilością fotonów przypadających na jeden impuls a właściwościami czasowymi.

Analizując uzyskane rezultaty można wysunąć wniosek, że diody o większej pojemności odznaczają się korzystniejszymi charakterystykami czasowymi, jednak diody powierzchniowe, które wyróżniają się największą pojemnością, nie wytwarzały światła w obwodzie wykorzystanym do badania charakterystyk czasowych. Ponadto sprawiają spore trudności w odpowiednim podłączeniu do obwodu ze względu na niewielką trwałość.

W kolejnym kroku planowane są badania polegające m.in. na testowaniu właściwości układów diod w różnych połączeniach.

Literatura

1. Strzałkowski A. *Fizyka jądra atomowego*, PWN, Warszawa 1978
2. Ginter J. *Wstęp do fizyki atomu, cząsteczki i ciała stałego*, PWN, Warszawa 1979
3. Eisberg R., Resnick R. *Fizyka kwantowa atomów, cząsteczek ciał stałych, jąder i cząstek elementarnych*, PWN, Warszawa 1983
4. Goldański W. I., Kucenko A. W., Podgorecki M. I. *Statystyka pomiarów przy rejestracji promieniowania jądrowego*, PWN, Warszawa 1963
5. Van Zeghbroeck B. *Principles of Semiconductor Devices and Heterojunctions*, Prentice Hall PTR, 2007
6. Syrzycki A. *Laboratorium elektrotechniki*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1999
7. Koziej E., Sochoń B. *Elektrotechnika i elektronika*, PWN, Warszawa 1979
8. Watson J. *Elektronika*, WŁK Warszawa 1999
9. Tłaczała W., Tykarski L. *Elektronika w eksperymencie fizycznym*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1998
10. Gniadek K. *Optyczne przetwarzanie informacji*, PWN, Warszawa 1992

The use of a computer joystick for assessing the progress of hand rehabilitation

Wykorzystanie joysticka komputerowego przy ocenie postępów rehabilitacji ręki

Streszczenie

Celem pracy było przedstawienie możliwości wykorzystania joysticka komputerowego wraz z odpowiednim oprogramowaniem do śledzenia postępów rehabilitacyjnych ręki pacjentów. Najpopularniejszą metodą służącą do oceny ruchliwości ręki jest obecnie metoda wykorzystująca goniometr. Pozwala ona na bezpośredni pomiar wartości kątów stawowych różnych segmentów ciała. W badaniach wykorzystano joystick Saitek Cyborg 3D Rumble. Model ten charakteryzuje się zadowalającą szybkością działania oraz trwałą i stabilną konstrukcją. Ma to znaczący wpływ na kontrolę i śledzenie ruchu kursora na ekranie komputera. Joystick zbudowany jest z wychylnego drążka zamocowanego na podstawie, którego przechylenie w odpowiednim kierunku powoduje reakcję sterowanego obiektu możliwą do zaobserwowania w czasie rzeczywistym. Praca na stanowisku polegała na śledzeniu kursorem zadanego kształtu figury - okręgu. Zadaniem testowanej osoby było jak najwierniejsze odwzorowanie zadanego kształtu i prowadzenie kursora jak najbliżej zarysu średnicy figury. Badaniom poddano łącznie 142 osoby. Materiał badawczy podzielono na 2 grupy: studentów kierunku Inżynieria biomedyczna oraz pacjentów reumatoidalnych. Przeanalizowane w pracy wyniki pozwalają określić stopień sprawności ręki. Przedstawiona w pracy metoda wykorzystująca joystick komputerowy wraz z oprogramowaniem ułatwia

Abstract

The aim of the study was to present the possibility of using a computer joystick with an appropriate software to assess the progress of patients hand rehabilitation. Now, the most common method used to assess the mobility of the hand is the method of using a goniometer. It allows for the direct measurement of the joint angles of the different body segments. The study used a Saitek Cyborg 3D Rumble joystick. This model is characterized by a satisfactory speed of action and a durable and stable construction. This has got a significant impact on the control and tracking of the cursor on the computer screen. Joystick is composed of the pivot rod mounted on the base, which tilt in the right direction causing a real time reaction controlled at observed object. Patient's task was to track the cursor along the predetermined shape of the figure - the circle. The purpose of the test was to draw the line as closely as possible of a predetermined shape and moving the cursor as close to the diameter of the outline of the figure. The study involved a total of 142 people. The research material was divided into 2 groups: students of Biomedical Engineering and rheumatoid patients. Analyzed results in the work allow to determine the degree of hand mobility. Method presented in the paper using a computer joystick with the software facilitates allows to individual progress control in the rehabilitation of the patient. The proposed method aims to significantly reduce the duration of the observation and measurement of changes in the mobility

¹ justyna.miodowska@gmail.com, Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

² mkszydek@mech.pk.edu.pl; Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

samodzielną kontrolę postępów w rehabilitacji przez pacjenta. Proponowana metoda ma na celu znaczne skrócenie procedury obserwacji i pomiaru zmian ruchliwości ręki. Dzięki niej sam pacjent może łatwo i regularnie kontrolować swoje postępy w warunkach domowych lub podczas turnusów rehabilitacyjnych. Podsumowując, wykorzystując dynamiczny rozwój technik informatycznych można posłużyć się prostym programem wykorzystującym joystick do przeprowadzania ćwiczeń rehabilitacyjnych oraz sprawdzania postępów w odzyskiwaniu sprawności ruchowej.

Słowa kluczowe: rehabilitacja, metoda komputerowa, sprawność ręki, joystick komputerowy

of the hand. With it patient can easily and regularly check his progress at home or during rehabilitation camps. In summary, using the dynamic development of information technology, it is possible to use a simple program which uses a joystick to perform rehabilitation exercises and to check the progress in the recovery of mobility.

Keywords: rehabilitation, computed method, hand mobility, joystick

1. Wprowadzenie

Dla każdego człowieka ręka stanowi integralną i wyjątkową część narządu ruchu. Wyjątkowość ta polega na ważnej funkcji poznawczej oraz na skomplikowanej funkcji chwytnej i możliwości złożonych manipulacji. To dzięki zmysłowi dotyku wspomagamy pozostałe zmysły w poznawaniu otaczającego świata [1].

Dla wielu niepełnosprawnych ręka stanowi jeden z podstawowych środków łączności z otaczającym światem: głuchoniemym umożliwia komunikację za pomocą języka migowego, niewidomym daje szansę na kontakt z otaczającym światem poprzez umożliwienie czytania z wykorzystaniem alfabetu Braille'a czy też poruszanie się przy pomocy specjalnej laski. Czynności chwytne ręki stanowią ważną składową jej ruchliwości. Dotyczą one nie tylko zdolności manipulacyjnych i siły ale także czynności dotykowych, rozpoznawczych oraz informacyjnych o charakterze chwytanych przedmiotów. Pod pojęciem czynności chwytnej należy rozumieć siłę, sprawność ruchową i dotykową łącznie. Budowa ręki pozwala na różnego rodzaju chwyt. Schlesinger wyszczególnił chwyt dwupunktowy, trójpunktowy, hakowy, cylindryczny, koncentryczny oraz boczny [2].

Wszelkie zaburzenia związane z chorobami rąk, ich kontuzjami czy obrażeniami, a także leczeniem utrudniają czynności chwytne, znacznie zmniejszając możliwości funkcjonowania człowieka. W większości przypadków leczenie chorób czy urazów ręki wiąże się z mniejszym lub większym ograniczeniem jej ruchomości, a nierzadko z zaburzeniami czucia. Najczęściej zmianami chorobowymi zajęte są drobne stawy rąk, choć nierzadko

choroba reumatoidalna zaczyna się od zaatakowania dużych stawów kończyn dolnych lub górnych. Proces ten ma charakter postępujący dlatego też tak ważne jest systematyczne leczenie, które zahamuje rozwój choroby [3].

Powrót funkcji ruchowej, jak i czuciowej ręki zależy od wielu różnych czynników: rozległości urazu czy rozmiarów zniszczenia chorobowego, sposobu jego leczenia oraz czasu trwania unieruchomienia. Znaczną rolę odgrywa również wiek pacjenta, jego ogólny stan zdrowia, aktywność fizyczna i intelektualna, chęć do współpracy oraz warunki środowiskowe. Hsiao [4] w swojej pracy zwraca szczególną uwagę na korzyści płynące z wczesnej i systematycznej rehabilitacji, która pozwala m.in. na skrócenie czasu koniecznego do powrotu do pełnej sprawności oraz zmniejsza odsetek zabiegów chirurgicznych, którym poddani muszą być pacjenci.

Swanson, specjalista chirurgii ręki, zaproponował przedstawienie jej funkcji w ujęciu procentowym w życiu człowieka. Przyjął on całość możliwości funkcjonalnych człowieka jako 100%, zaś udział całej kończyny górnej ocenił na 60%. Ubytki w sprawności ręki doprowadzają według niego do utraty 90% możliwości funkcjonowania całej kończyny górnej. Określił zatem, iż sprawna ręka decyduje aż w 54% o możliwościach funkcjonalnych całego organizmu [5].

W ujęciu biomechanicznym kończynę górną można rozpatrywać jako otwarty łańcuch kinematyczny, w którym końcowe ogniwo jest swobodne i łączy się tylko z jednym sąsiednim ogniwo [6]. Suma stopni swobody poszczególnych par biokinematycznych w obszarze tego łańcucha wynosi aż 19, podczas gdy obecnie konstruowane przez inżynierów mechanizmy nie przekraczają 10 stopni swobody. Fakt ten podkreśla strukturalną i funkcjonalną złożoność ręki jako mechanizmu Swoboda ręki daje jej niestłuchane możliwości techniczne, pozwalające na realizację różnorodnych, bardzo zróżnicowanych pod względem zakresu i precyzji ruchów [6, 7].

Ocena funkcji ręki oraz jej badania są niezwykle trudne. Wynika to głównie z faktu iż brak jest dotychczas jednej powszechnie stosowanej metody uważanej równocześnie za uniwersalną przez różne ośrodki, które przeprowadzają zabiegi usprawniające pacjentów z urazami kończyny górnej. Dodatkowo nie sformułowano dotychczas jednoznacznej definicji funkcji ręki. Wiadomo natomiast, że jest ona zależna od takich czynników, jak:

- zakres ruchów w stawach;
- siła mięśniowa;
- sprawność manipulacyjna;
- motywacja [8].

Wiele obecnie stosowanych metod opiera się na subiektywnej ocenie osoby badającej. Brak jest również powszechnych testów kontrolnych populacji osób zdrowych gdyż wykonanie takich badań jest nie tylko czaso- ale i

pracochłonne [9]. Rzadko też prowadzą one do szczegółowej oceny sprawności czynnościowej.

2. Cel pracy

Celem pracy było wstępne określenie możliwości oceny zakresu ruchliwości ręki przy wykorzystaniu joysticka komputerowego, a następnie ocena przydatności tej metody w kontroli postępu procesu rehabilitacji u pacjentów. Praca miała również na celu ułatwienie procesu śledzenia postępów leczenia bez konieczności wykonania pomiarów zakresu ruchliwości poszczególnych stawów z wykorzystaniem metod klasycznych (np. metody goniometrycznej) [10].

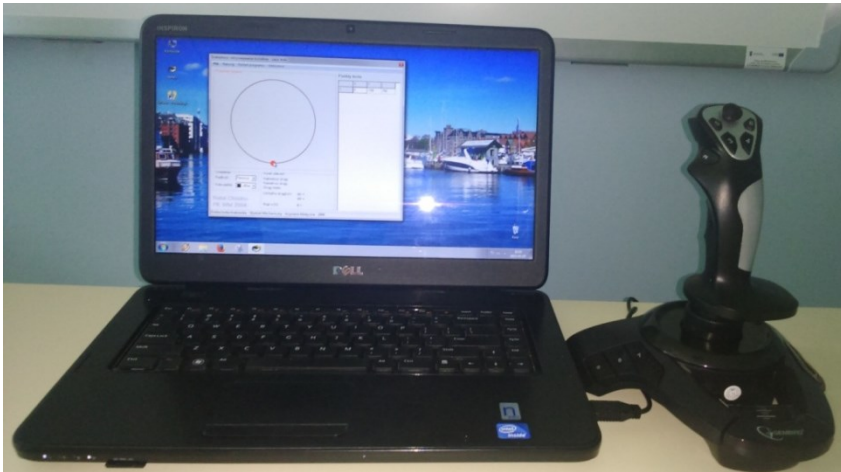
Proponowana metoda ma przede wszystkim na celu znaczne skrócenie procedury obserwacji oraz pomiaru zmian ruchliwości ręki. Dzięki niej możliwa jest sytuacja, w której sam pacjent może łatwo i regularnie kontrolować swoje postępy zarówno w warunkach szpitalnych, jak i domowych.

3. Materiał i metoda

3.1. Stanowisko badawcze

Stanowisko badawcze (rysunek 1) składało się z joysticka połączonego z komputerem zawierającym odpowiednie oprogramowanie³. W czasie badań używano joysticka Saitek Cyborg 3D Rumble, który charakteryzował się dobrą szybkością działania oraz trwałą i stabilną konstrukcją. Miało to kluczowy wpływ na kontrolę ruchu kursora na ekranie komputera przez osobę badaną. Budowa joysticka pozwalała na zapewnienie sytuacji, w której przechylenie urządzenia w odpowiednim kierunku powoduje stosowną reakcję kursora na ekranie komputera. Zadanie pacjenta polegało na śledzeniu kursorem zadanego wcześniej kształtu figury (okręgu) oraz jednocześnie jak najwierniejsze jej odwzorowanie i prowadzenie kursora jak najbliżej zarysu średnicy figury. W pozycji początkowej kursor znajdował się w najniższym punkcie figury. Pozycja ta odpowiadała współrzędnym $X = 0$; $Y = -150$. W trakcie ćwiczenia określane były współrzędne poszczególnych punktów przemieszczającego się kursora. Zakreślany przez kursor promień wynosił 150 milimetrów.

³ Wykonanie stanowiska zostało zrealizowane w ramach pracy dyplomowej R. Chlebio: „Metodyka badań ruchomości palców dłoni” pod kierownictwem Prof. dr hab. inż. Stanisława Mazurkiewicza, 2004



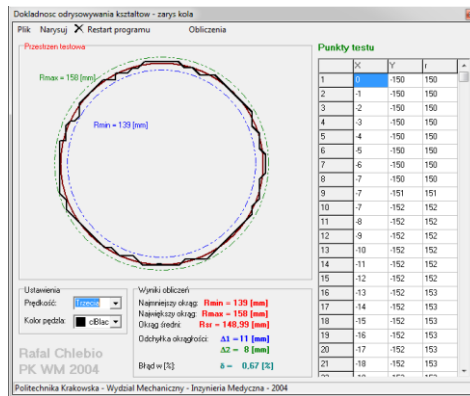
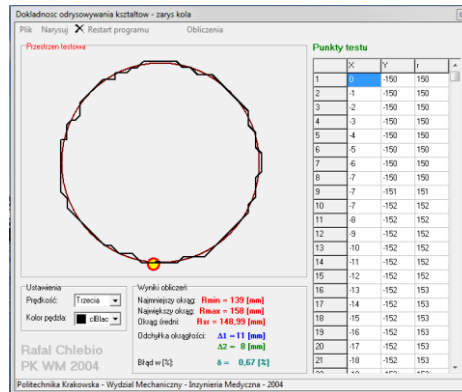
Rysunek 1. Stanowisko badawcze

3.2. Technika badania

Po ukończeniu wyznaczonego zadania przez osobę badaną program wyznaczał dokładność z jaką wykonane zostało ćwiczenie. Wyniki badania prezentowano pacjentowi w formie graficznej (rysunek 2), która przedstawiała zarys trajektorii wykonywanego ruchu. Następnie program dorysował okręgi na podstawie zarejestrowanego minimalnego oraz maksymalnego promienia zakreślonego obrysu wraz z podaną wartością liczbową.

Graficzne wyznaczenie zarysu toru kursora pozwoliło na określenie z jaką dokładnością ćwiczenie zostało przez pacjenta wykonane. Następnie na podstawie kształtu obrysu, można określić w którym momencie występuje odpowiednia koordynacja ruchu manipulacyjnego ręki. Badanie kończyło się obliczeniem przez program następujących parametrów:

- najmniejszy okrąg R_1 [mm] – najmniejsza wartość promienia ze wszystkich współrzędnych przemieszczającego się kursora,
- największy okrąg R_2 [mm] – największa wartość promienia ze wszystkich współrzędnych przemieszczającego się kursora,
- okrąg średni R_{sr} [mm] – średnia arytmetyczna promieni okręgu dla wszystkich współrzędnych przemieszczającego się kursora,
- odchyłka okrągłości dolna $\Delta 1$ [mm] – odchyłka najmniejszego okręgu (wewnętrznego) obliczana jako $\Delta 1 = 150 - R_1$ [mm]
- odchyłka okrągłości górna $\Delta 2$ [mm] – odchyłka największego okręgu (zewnątrznego) obliczana jako $\Delta 2 = 150 - R_2$ [mm]
- błąd okrągłości δ [%] – obliczany z definicji $\delta = (150 - R_{sr}) / 150 * 100$ %



Rysunek 2. Przykładowy wykres badania

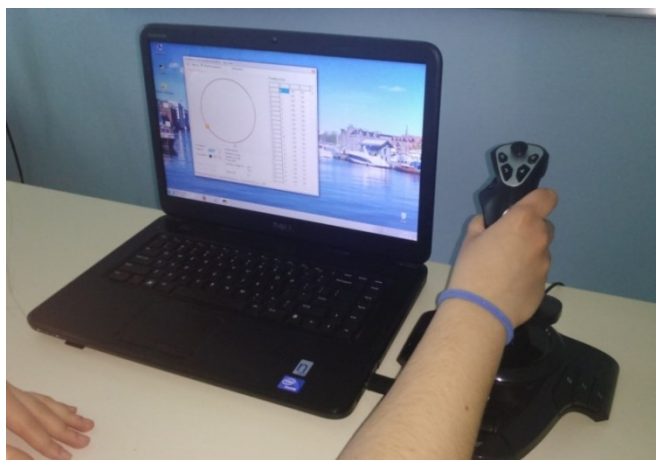
Dodatkowo wykonanie ćwiczenia mogło odbywać się z pięcioma różnymi prędkościami ruchu kursora (tabela 1), które zależą od szacowanego, średniego czasu potrzebnego do zakreślenia pełnego okręgu. Przed badaniem założono, że pacjenci ze sprawną kończyną górną będą wykonywać zadania przy szybkościach III, IV oraz V. Natomiast dla pacjentów ze dysfunkcjami ręki przeprowadzono badanie przy pierwszej prędkości.

W trakcie przeprowadzania oceny sprawności ręki (rysunek 3) pacjent mógł na bieżąco śledzić trajektorię kursora i dzięki temu odpowiednio reagować na jego ruchy starając się prowadzić znacznik jak najbliżej wyznaczonego kształtu.

Tabela 1. Czas zakreślania okręgu dla poszczególnych prędkości badania

Prędkość	Czas zakreślania pełnego okręgu [s]
I	120
II	80
III	50
IV	30
V	20

Źródło: opracowanie własne



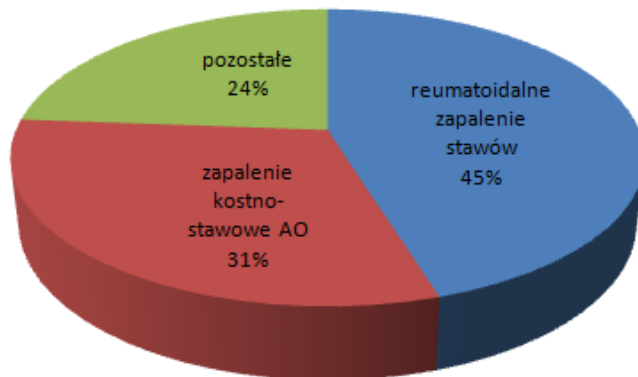
Rysunek 3. Pacjent na stanowisku badawczym w trakcie badania

3.3. Charakterystyka grup badawczych

W badaniu wzięły udział 142 osoby. Pierwszą grupę badaną stanowiło 100 studentów Politechniki Krakowskiej kierunku Inżynieria biomedyczna w wieku od 20 do 22 lat. Osoby badane nie przebyły w przeszłości poważniejszych urazów, które wpłynęłyby na ruchliwość ich kończyn górnych oraz charakteryzowały się ogólną dobrą sprawnością. Dodatkowo w trakcie przeprowadzania badania nie uskarżały się na żadne dolegliwości bólowe oraz schorzenia mogące zakłócić wynik. Pomiary zostały przeprowadzone dla ręki dominującej, która u 98% badanych była ręką prawą.

Drugą grupę badawczą stanowiło 42 pacjentów ze schorzeniami reumatoidalnymi w wieku od 26 do 80 lat. Byli oni objęci leczeniem usprawniającym Małopolskiego Centrum Reumatologii, Immunologii i Rehabilitacji Szpitala Specjalistycznego im. J. Dietla przy Al. Focha w Krakowie. Najczęstszymi jednostkami chorobowymi występującymi u badanej grupy było

reumatoidalne zapalenie stawów oraz zapalenie kostno-stawowe. Pozostałe schorzenia obejmowały toczeń układowy, sklerodermię oraz zespół cieśni nadgarstka. Udział procentowy poszczególnych jednostek chorobowych przedstawiony został na wykresie 1.



Wykres 1. Jednostki chorobowe pacjentów reumatoidalnych [opracowanie własne]

Leczenie usprawniające obejmowało szereg zabiegów fizjoterapeutycznych, na które składały się zarówno ćwiczenia z zakresu kinezyterapii jak i zabiegi fizykoterapeutyczne. Szczegółowa charakterystyka działań usprawniających oraz ich udział procentowy w stosunku do wszystkich zabiegów zostały przedstawione w tabeli 2.

Tabela 2. Charakterystyka zabiegów, którymi objęci byli pacjenci reumatoidalni

Rodzaj zabiegu	Liczebność	Udział procentowy
kinezyterapia	25	59,5 %
laseroterapia	14	33,3 %
kriokomora	12	28,6 %
masaż	9	21,4 %
magnetronica	8	19,0 %
fototerapia	4	9,5 %
ultradźwięki	4	9,5 %
balneoterapia	3	7,1 %
interdyn	2	4,8 %
jonoforeza	1	2,4 %

Źródło: opracowanie własne

4. Wyniki badań

Grupę podstawową, do której były porównywane wyniki pacjentów ze schorzeniami reumatoidalnymi stanowili studenci. Do porównywania wyni-

ków poszczególnych grup wybrano średnicę maksymalną i minimalną zakreślonego okręgu oraz związane z tymi okręgami odchyłki – dolną i górną. Badania były wykonane dla trzech prędkości: III, IV i V (tabela 3). Było to podyktowane faktem, iż wszyscy badani studenci mieli sprawne kończyny górne. W czasie analizy wyników odrzucono parametr związany z okręgiem średnim, stanowiącym średnią arytmetyczną promieni okręgu dla wszystkich współrzędnych przemieszczającego się kursora oraz błąd okrągłości. Uznano je za niemiarodajne. Wynikało to z faktu, iż okrąg średni osiągał podobne wartości dla wyników skrajnie różnych. Z kolei wartość błędu okrągłości nie wносиła żadnych jednoznacznych informacji dotyczących zrealizowanego badania. Określała ona jedynie procentowy stosunek różnicy pomiędzy okręgiem średnim i zadaniem do promieniaadanego.

Tabela 3. Wartości promienia maksymalnego i minimalnego dla poszczególnych prędkości badania uzyskane przez grupę studentów

parametr	Prędkość III		Prędkość IV		Prędkość V	
	R _{min}	R _{max}	R _{min}	R _{max}	R _{min}	R _{max}
średnia arytmetyczna	137	165	133	166	134	165
wartość minimalna	121	142	119	138	120	139
wartość maksymalna	157	180	166	190	160	198

Źródło: opracowanie własne

Przyjęte normy na podstawie uzyskanych średnich wyników badań przedstawiono w tabeli 4.

Tabela 4. Przyjęte normy na podstawie przeprowadzonych badań na grupie studentów

Parametr	Przyjęta norma
R _{max}	150 – 166
R _{min}	150 – 133
Odchyłka górna Δ2	0 – 16
Odchyłka dolna Δ1	0 – 17

Źródło: opracowanie własne

Po przeprowadzeniu badań dla grupy pacjentów reumatoidalnych ustalono wartości średnie średnic okręgów maksymalnego i minimalnego oraz odchyłki górnej i dolnej (tabela 5). Następnie porównano je do wartości normowych wyznaczonych dzięki przeprowadzonych badaniach na grupie studentów.

Tabela 5. Zakresy mierzonych parametrów dla pacjentów ze schorzeniami reumatoidalnymi

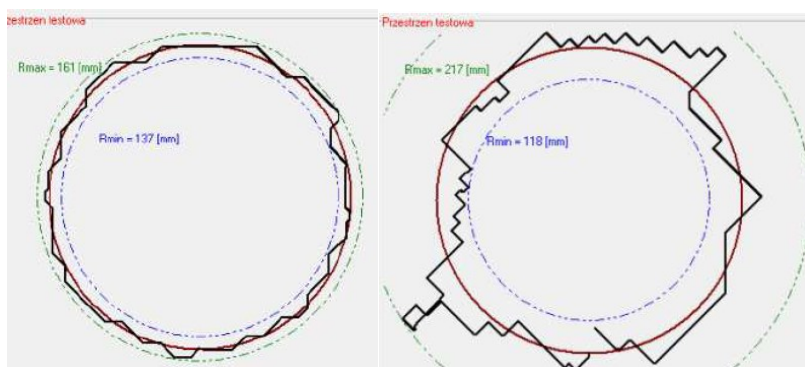
	R _{max}	R _{min}	Odchyłka górną	Odchyłka dolną
średnia	177	133	26,5	17
minimum	157	99	7	7
maksimum	230	143	80	51
norma	150-166	150-133	0-16	0-17

Źródło: opracowanie własne

5. Analiza wyników

Analiza wyników przeprowadzonych na grupie pacjentów reumatoidalnych nie wykazała zależności pomiędzy długością trwania choroby a uzyskanymi wynikami.

Mimo iż pacjentów przebadano przy pierwszej prędkości badania wyraźnie zauważono wpływ długości i intensywności rehabilitacji na uzyskane wyniki. Im dłużej i systematyczniej pacjent był poddawany zabiegom usprawniającym tym lepiej i dokładniej wykonywał zadanie mu ćwiczenie.



Rysunek 4. Wykresy badań pacjentów reumatoidalnych: regularnie rehabilitowanego (a) i sporadycznie rehabilitowanego (b)

Przedstawione na rysunku 4 wykresy badań dotyczą dwóch pacjentek, które były w podobnym wieku (odpowiednio 54 i 58 lat) i u których reumatoidalne zapalenie stawów zdiagnozowano ok. 10 lat wcześniej. Znaczące różnice odnotowano natomiast w częstotliwości i systematyczności prowadzonego usprawnienia rehabilitacyjnego.

Jak udało się ustalić u Pacjentki A rehabilitacja stosowana była systematycznie, około 2 godziny dziennie. Dodatkowo w trakcie turnusów rehabilitacyjnych pacjentka korzystała zarówno z zabiegów kinezy-terapeutycznych jak i fizjoterapeutycznych (krioterapia oraz zabiegi w polu magnetycznym).

Natomiast w przeprowadzonym przed badaniem wywiadzie uzyskano informację, iż u Pacjentki B rehabilitacja stosowana była sporadycznie jedynie w czasie turnusów szpitalnych. Dodatkowo pacjentka nie stosowała żadnych ćwiczeń w warunkach domowych. W tabeli 6 zostały przedstawione wartości mierzonych parametrów w czasie badania z użyciem joysticka komputerowego zarówno Pacjentki B jak i Pacjentki A.

Analizując wartości parametrów ruchliwości pacjentki B uzyskanych za pomocą programu komputerowego można zauważyć, że są one bardzo odległe od przyjętej normy. Wykres uzyskany za pomocą programu komputerowego oraz wartości promienia maksymalnego i minimalnego różnią się znacząco od przeciętnych wyników. W przypadku odchyłki górnej przekroczenie normy jest prawie 4- krotne, natomiast w przypadku odchyłki dolnej prawie 2- krotne. Wartości mierzonych parametrów Pacjentki A mieszczą się w przyjętej normie.

Tabela 6. Wartości mierzonych parametrów dla pacjentki regularnie i słabo rehabilitowanej w odniesieniu do wartości normowych

	R_{max}	R_{min}	Odchyłka górną	Odchyłka dolną
Pacjentka A	161	137	11	13
Pacjentka B	217	118	67	32
norma	150-166	150-133	0-16	0-17

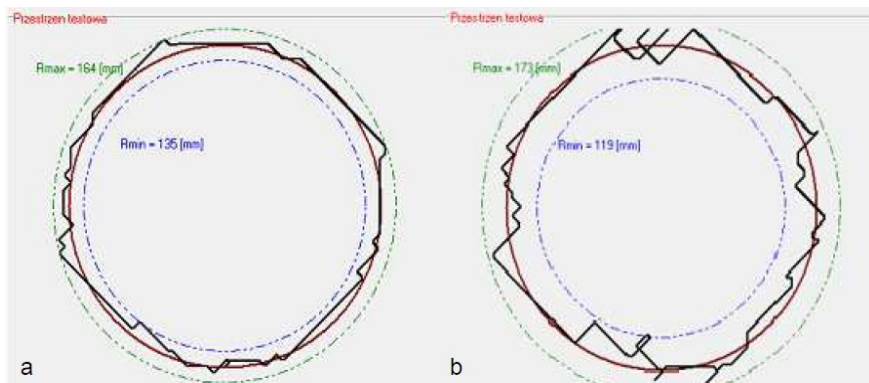
Źródło: opracowanie własne

Zauważono również różnice w wynikach badań przeprowadzonych przed rozpoczęciem rehabilitacji oraz 3 tygodnie po ćwiczeniach. Przy pierwszych pomiarach u niektórych pacjentów ruchomość ręki była zbyt mała by w pełni zrealizować cel badania, natomiast po pewnym czasie (ok. 3 tygodniach) pacjent był w stanie samodzielnie wykonać ćwiczenie a wyniki mieściły się w przyjętych wcześniej normach (tabela 7).

Tabela 7. Wartości mierzonych parametrów dla pacjenta przed i po rehabilitacji w odniesieniu do wartości normowych

	R_{max}	R_{min}	Odchyłka górną	Odchyłka dolną
Przed rehabilitacją	173	119	23	31
Po rehabilitacji	164	136	14	14
norma	150-166	150-133	0-16	0-17

Źródło: opracowanie własne



Rysunek 5. Wykresy badań pacjentów reumatoidalnych: po trzech tygodniach rehabilitacji (a) i przed rehabilitacją (b)

Porównując wykresy na rysunkach 4 i 5 można łatwo zauważyć, że pacjent ćwiczący systematycznie jest w stanie wykonać w pełni ćwiczenie na poziomie porównywalnym do osób w pełni sprawnych.

Analizując wartości promienia maksymalnego oraz odchyłki górnej, tylko 19,5% badanych pacjentów uzyskało wartości parametrów mieszczące się w określonej normie, natomiast w przypadku promienia minimalnego oraz odchyłki dolnej aż 80,5% osób osiągnęło prawidłowy wynik. Za kontrolę promienia maksymalnego oraz odchyłki górnej odpowiada ruch prostowania ręki, z kolei za kontrolę promienia minimalnego oraz odchyłki dolnej odpowiedzialny jest ruch zginania.

Natomiast analizując wartości promienia maksymalnego oraz odchyłki górnej pacjentów reumatoidalnych, możemy łatwo zaobserwować, że rzadko pokrywają się one z ustaloną normą. Wartości najbardziej zbliżone do wzorcowych osiągane są przez pacjentów systematycznie rehabilitowanych, bez względu na stopień zaawansowania choroby.

6. Podsumowanie

W wyniku przeprowadzonej analizy dostępnej literatury można założyć, że problem badania stopnia dysfunkcji ręki nie jest w pełni rozwiązany. Równocześnie dostrzegając dynamiczny rozwój technik informatycznych można posłużyć się prostym programem wykorzystującym joystick komputerowy do sprawdzania postępów w odzyskiwaniu sprawności ruchowej oraz przeprowadzania ćwiczeń rehabilitacyjnych. Levanon [11] w swojej pracy zauważył, że nowoczesne technologie coraz częściej pojawiają się w procesach rehabilitacji i pozwalają na bardziej kompleksową opiekę nad pacjentem w trakcie jego powrotu do pełnej sprawności.

Rozważając wyniki grupy pacjentów Centrum Reumatologii łatwo można dostrzec wpływ procesu rehabilitacji na osiągane wartości ruchliwości ręki. Pacjent dobrze i systematycznie rehabilitowany jest zdolny zachować parametry zgodne z normą.

Program ma na celu przede wszystkim wspomaganie powrotu do pełnej sprawności osób chorych i cierpiących z powodu różnorodnych dysfunkcji ręki. Ma on też za zadanie oddziaływać psychologicznie na rehabilitowane osoby, które mogą obserwować postępy swojej pracy w powrocie do pełnej sprawności. Mogą również wskazywać kierunek działań dla lekarzy, którzy dostosują odpowiednie zabiegi do indywidualnych potrzeb pacjentów. Zaproponowana metoda ma służyć do obiektywnej oceny procesu rehabilitacji dzięki określeniu wartości parametrów ruchliwości ręki. Pozwala ona w przejrzysty sposób na wizualizację sprawności ręki. Prostota kontrolowania ruchu ręki za pomocą joysticka i programu komputerowego pozwala na jego użytkowanie przez pacjenta zarówno w warunkach domowych, jak i podczas leczenia na turnusach rehabilitacyjnych.

Przedstawiona metoda może również służyć rehabilitacji najmłodszych pacjentów z uwagi na fakt, że najlepszym sposobem na odwrócenie uwagi dziecka od żmudnych zadań i zmotywowanie go do regularnych ćwiczeń jest wprowadzenie do ich planu elementu zabawy. W przypadku powiązania zabawy z elementami ćwiczeń usprawniających, zadania są wykonywane łatwiej i chętniej a efekty znacznie szybciej widoczne.

Literatura

1. <http://www.modelmed.pl/> *Choroby rąk: leczenie i rehabilitacja* (data dostępu: 01.05.15)
2. Zembaty A., *Kinezyterapia Tom I Zarys podstaw teoretycznych i diagnostyki kinezyterapii*, Kraków, Wydawnictwo Kasper, 2002
3. Malinowska E., *Kinezyterapia*, Warszawa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, wyd. VI, 2003
4. Hsiao P-C., *The benefit of early rehabilitation following tendon repair of the hand: A population-based claims database analysis*, Journal of Hand Therapy, 28, 2015, s. 20-26
5. Swanson A.B.: *Evaluation of impairment of hand function*, Rehabilitation of the Hand, 1984
6. Błaszczyk J.W., *Biomechanika Kliniczna podręcznik dla studentów medycyny i fizjoterapii*, Warszawa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2004
7. Pieniążek M., *Model postępowania usprawniającego po leczeniu operacyjnym uszkodzeń ścięgien zginaczy palców*, Kraków, Wydawnictwo Skrytowe AWF, 1990
8. Marciniak W., Szulc A., *Wiktora Degi ortopedia i rehabilitacja*. Warszawa, Wydawnictwo PZWL, 2008.

9. Buckup K., *Testy kliniczne w badaniu kości, stawów i mięśni*. Warszawa, 2007, Wydanie III
10. Skowrońska M., Kromka-Szydek M., *Wpływ procesu rehabilitacji na wartości parametrów ruchliwości ręki*. Aktualne Problemy Biomechaniki, zeszyt nr 6/2012, s. 117-122
11. Levanon Y., *The advantages and disadvantages of using high technology in hand rehabilitation*, Journal of Hand Therapy, 26, 2013 s.179-183

Numerical analysis of the strength of the instrument for the ankle rehabilitation

Numeryczna analiza wytrzymałościowa przyrządu do rehabilitacji stawu skokowego

Streszczenie

Tematem pracy była numeryczna analiza wytrzymałościowa przyrządu do rehabilitacji stawu skokowego. Projekt powstał w oparciu o istniejące na rynku popularne urządzenie zwane Krzyżakiem. Zaproponowano koncepcyjne opracowanie usprawnienia istniejącego modelu, poprzez dodanie nowych funkcji. Funkcje te, jak możliwość obrotu stopą w trzech płaszczyznach oraz pod trzema kątami nachylenia, pozwalają nie tylko na usprawnienie modelu, ale także poprzez zwiększoną funkcjonalność na efektywniejszą rehabilitację pacjenta. Problem skręcenia stawu skokowego jest dość powszechny i dotyczy najczęściej osoby aktywne uprawiające sport. W pracy zaproponowano usprawnione o nowe funkcje urządzenie, pozwalające na obrót stopy nie tylko w kierunkach wzdłużnych i poprzecznych stopy, ale również na ruch w stawie kolanowym. Ruch ten zwiększa ruchliwość stopy, a co za tym idzie pozwala na szybszy jej powrót do pełnej funkcjonalności. Została również dodana możliwość regulacji kąta pochylecia całego urządzenia w trzech zakresach. Stworzony model poddano analizie wytrzymałościowej mającej na celu zobrazowanie zachowania się poszczególnych części przypadku, gdy ćwiczenie następuje bez dodatkowego obciążenia oraz z obciążeniem równym 30 N. Ruchy wykonywane stopą imitują moment przyłożony w miejscu, gdzie podczas ćwiczeń znajduje się stopa. Jego wartość została uwzględniona biorąc pod uwagę takie czynniki jak typ mięśni, które generują siłę podczas ruchu, położenie górnej części

Abstract

The subject of this study was the numerical analysis of the strength of the instrument for the ankle rehabilitation. The project was based on existing popular market popular device. Conceptual development is proposed to improve the existing model by adding new features. These features, like the ability to turnover rate in three dimensions and the three angles of inclination allow not only to improve the model, but also enhance functionality for efficient rehabilitation of the patient. The problem of ankle sprains are fairly common and affects the most active people engaged in sports. The paper proposes a new function to improve device which allows rotation of the foot, not only in the longitudinal and transverse directions of the foot, but also the movement of the knee joint. This movement increases the mobility of the foot, and thus allows for a faster return to its full functionality. It has also added the ability to adjust the angle of the entire device in three ranges. Numerical model was analyzed to illustrate the behavior of the various parts when the exercise occurs without additional load and a load equal to 30 N. Applied torque imitates movements of the foot. Its value has been included, taking into account factors such as the type of muscle that generate force during movement, the position of the upper part of the device and type of exercise. Two positions of the food have been analyzed: the plantar flexion and dorsiflexion. The proposed project allows to have an wider range of rehabilitation of the ankle than the commercially available solutions. The use of

¹ justyna.miodowska@gmail.com; Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

² slagan@mech.pk.edu.pl; Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska

urządzenia, na którym znajduje się stopa, oraz rodzaj ćwiczenia. Analizowano dwa położenia stopy: w zgięciu podeszwowym oraz w zgięciu grzbietowym. Przedstawiony projekt urządzenia pozwala na jeszcze szerszy zakres rehabilitacji stawu skokowego niż dostępne na rynku rozwiązania. Zastosowanie zaproponowanych rozwiązań, pozwoli na przyspieszenie procesu rehabilitacji stawu skokowego, przy jednoczesnym zapewnieniu komfortu pacjenta podczas ćwiczenia.

Słowa kluczowe: analiza numeryczna, rehabilitacja, staw skokowy

the proposed solutions will accelerate the rehabilitation of the ankle, while ensuring patient comfort during exercise.

Keywords: rehabilitation, computed method, hand mobility, joystick

1. Wprowadzenie

Liczba urazów stawów skokowych oraz stopy, stanowi sporą część obrażeń kończyn dolnych. Wynika to ze złożoności anatomicznej oraz czynnościowej tej części kończyny. Występujące tutaj znaczne obciążenia w stosunku do małej liczby mięśni, są tym samym przyczyną pojawiania się częstych urazów [1].

Skręcenia części skokowej stopy, będące jej uszkodzeniem, są najczęściej wynikiem gwałtownego ruchu części sąsiadujących ze sobą powierzchni stawów w zakresach przekraczających ich fizjologiczną funkcjonalność (ruchliwość). Prowadzi to często do obrażeń okolic aparatu torebkowo – więzadłowego. Wśród powszechnych urazów można również uwzględnić oderwanie się niewielkich fragmentów tkanki kostnej, jednak bez złamania części goleniowej.

Rehabilitacja po urazach stawu skokowego jest kluczowa dla powrotu do pełnej sprawności, gdyż staw ten odpowiada za przenoszenie głównego ciężaru ciała na stopę. Dlatego tak ważne jest, aby podczas powrotu stawu do zdrowia, a co za tym idzie do pełnej funkcjonalności, korzystać z najlepszych dostępnych na rynku rozwiązań do rehabilitacji [2].

2. Cel pracy

Celem pracy było koncepcyjne opracowanie usprawnienia modelu przyrządu rehabilitacyjnego typu krzyżak już istniejącego na rynku poprzez dodanie nowych funkcji. Dostępne obecnie urządzenia umożliwiają rehabilitację stawu skokowego jedynie w jednej płaszczyźnie. Zdecydowano się na urządzenie potocznie zwane „stópką” lub „krzyżakiem” przeznaczone do ćwiczeń wolnych i z obciążeniem stawu skokowego w osi wzdłużnej i poprzecznej stopy.

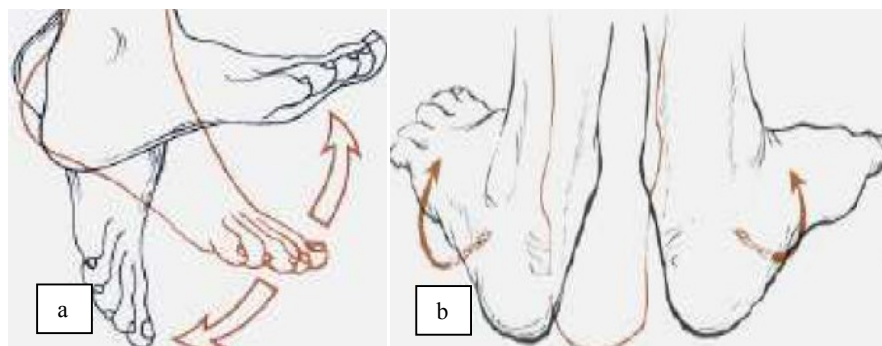
Wygenerowany dzięki programowi do wspomagania komputerowego projektowania SolidWorks model urządzenia uwzględniał dodatkowe funkcje, m. in. możliwość obrotu stopą w trzech płaszczyznach oraz pod trzema kątami nachylenia. Pozwala to na obrót stopy nie tylko w kierunkach wzdłużnych i poprzecznych, ale również na ruch w stawie kolanowym. Ruch ten zwiększa ruchliwość stopy, a co za tym idzie pozwala na szybszy jej powrót do pełnej funkcjonalności.

Przeprowadzona numeryczna analiza wytrzymałościowa zaproponowanego rozwiązania w programie COSMOSWorks pozwoliła na określenie obszarów modelu najbardziej narażonych na zniszczenie.

3. Biomechanika stopy

3.1. Zakresy ruchów w stawie skokowym

Zakresy ruchów w stawie skokowym, zależą w dużej mierze od wieku oraz od ćwiczenia ruchów stopy. Im starsza jest osoba, tym zakres ruchów stopy jest mniejszy. U dorosłej osoby, zgięcie podeszwowe (rysunek 1a) wynosi około 60° , natomiast zgięcie grzbietowe średnio około 45° . Zatem całość zgięcia, wynosi około 100° , z czego 40-50% przypada na zgięcie w stawie skokowym górnym, natomiast reszta w stawie skokowym dolnym [3].

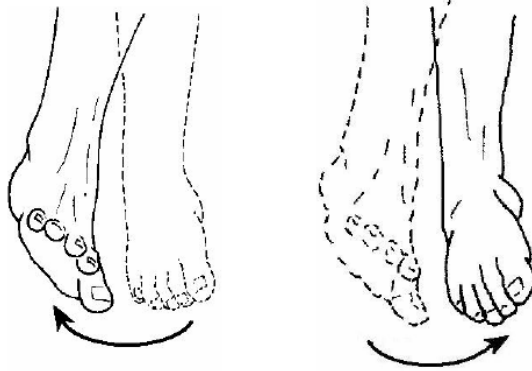


Rysunek 1. Ruchy w stawie skokowym: zgięcie podeszwowe i grzbietowe (a) oraz ruchy odwodzenia i przywodzenia (b) [4]

Podczas prawidłowego położenia stopy, wielkość ruchów odwodzenia (rysunek 1b), u dorosłego człowieka nieznacznie przekracza zakres 30° w obydwie strony. Zakres ruchów odwodzenia, jest znacznie mniejszy podczas zgięcia grzbietowego, niż w przypadku zgięcia podeszwowego. Sytuacja taka wynika z faktu, iż podczas tego zgięcia dochodzą jeszcze boczne

ruchy w stawie skokowym górnym, gdyż bloczek kości skokowej, jest wyswobodzony z uścisku kości goleni, co uniemożliwia w małym stopniu ruchy odwodzenia.

Ruchy odwracania i nawracania (rysunek 2), wynoszą u dorosłego człowieka około 30° . Podczas tych ruchów udziału w nich nie bierze staw skokowy górny. Wszystkie ruchy wykonywane są tylko i wyłącznie w stawie skokowym dolnym. Mogą one być dodatkowo zwiększone, poprzez ruchy obrotowe w stawie poprzecznym stępu [5].



Rysunek 2. Ruchy odwracania i nawracania w stopie [6]

3.2. Siła mięśniowa

Mięśnie, można rozważyć jako siłowniki układu ruchu, które zdolne są do generowania siły wewnętrznej, a co za tym idzie – wykonywania pracy mechanicznej. Siła przez nie wyzwolona, uwarunkowana jest poprzez czynniki biomechaniczne, morfologiczne oraz fizjologiczne.

Wartość siły mięśnia, zależna jest od jego przekroju fizjologicznego. Jeśli wzięlibyśmy pod uwagę stosunek siły mięśnia, do jego przekroju fizjologicznego, to wówczas spotkamy się z pojęciem siły właściwej. Wartość siły właściwej waha się od 16 do 30 N/cm², jednak średnia wartość dla mięśnia człowieka, wynosi 30 N/cm² ($3 \cdot 10^{-3}$ N/m²).

Patrząc na narząd ruchu człowieka pod kątem mechaniki, to można by ruch ten opisać jako układ dźwigni, które swój punkt podparcia posiadają w odpowiednich stawach i które poruszają się pod wpływem sił powstających podczas skurczów mięśni. Człowiek podczas chodu, staje na przemian na palcach jednej i drugiej stopy. Wówczas punkt podparcia znajduje się pod główką kości śródstopia. W tej pozycji na stopę działa siła reakcji od podłoża, która równa jest ciężarowi ciała, następnie siła, z jaką działają mięśnie łydki – siła ta powoduje unoszenie się ciała, i jest przekazywana poprzez ścięgna Achillesa, oraz siłę od stawu skokowego [7].

Wszystkie mięśnie, których droga wiedzie do tyłu, od poprzecznej osi górnego stawu skokowego, wykonują zgięcie podaszowe, natomiast do przodu od tej osi – zgięcie grzbietowe. Mięśnie, których przebieg jest przyśrodkowy do skośnej osi ruchu, wykonują ruchy przywodzenia, natomiast przebiegające po stronie bocznej od tej osi – ruchy odwodzenia. Mięśnie odwodzące lub przywodzące, są jednocześnie mięśniami nawrotnymi lub odwracającymi.

Obie grupy mięśnia, charakteryzują się podobną siłą, jednak już mięśnie opuszczające wierzchołek stopy – zginacze, posiadają siłę ponad cztery razy większą od pracy mięśni unoszących stopę – prostowników. Wynika to z tego, iż prostowniki nie biorą większego udziału w chodzie, podczas poruszania się do przodu.

Głównym mięśniem, biorącym udział podczas podaszowego zginania stopy, jest mięsień trójgłowy łydki. Wykonuje on pracę równą 18.8 kGm, czyli prawie 80% całej wykonywanej przez zginacze pracy.

Pozostałe zginacze (zginacz długi palucha, zginacz długi palców, piszczelowy tylny, strzałkowy długi i krótki), wykonują pracę równą 2.4 kGm. Mięsień piszczelowy przedni, jest głównym prostownikiem odpowiadającym za unoszenie wierzchołka stopy. Jego praca równa jest 2.5 kGm i jest większa od pozostałych prostowników (prostownik długi palców, palucha i strzałkowy trzeci – 1.7 kGm).

Mięśnie strzałkowe – długi, krótki oraz trzeci, są głównymi mięśniami nawrotnymi. Wykonują one pracę równą 3.6 kGm, co stanowi prawie 75% całej pracy wykonywanej przez tę grupę mięśni. Mięśnie te są efektywnie wspomagane poprzez mięsień, prostownik długi palców. Wartość siły pozostałych mięśni pomocniczych – prostownika długiego palucha oraz mięśnia piszczelowego przedniego, jest nieznaczna i wynosi 0.4 kGm.

Praca nawracaczy, jest prawie dwukrotnie niższa, niż praca mięśni odwracających (4.8 kGm i 9.3 kGm). Wśród mięśni odwracaczy, głównym mięśniem, jest mięsień trójgłowy łydki. Wśród mięśni piszczelowych, mięsień piszczelowy przedni, jest prawie dwukrotnie słabszy, niż mięsień piszczelowy tylny (odpowiednio 1.0 kGm i 1.8 kGm). Pozostałe mięśnie odwracające, spełniają role pomocnicze. Wśród tych mięśni są: zginacz długi palców, zginacz długi palucha, prostownik długi palucha. Mięsień piszczelowy przedni, w swojej roli, posiada możliwość zarówno odwracania jak i nawracania. Sytuacja ta tłumaczona jest stosunkiem położenia osi stawu skokowego dolnego, do kierunku pociągania mięśnia [8].

4. Metoda elementów skończonych we wspomaganiu projektowania

Zastosowanie metody elementów skończonych (MES) obejmuje wszystkie dziedziny współczesnego przemysłu i najnowsze technologie. Należy tutaj wymienić: przemysł lotniczy, raketowy, samochodowy, stoczniowy, maszynowy, elektrotechniczny, petrochemiczny, budownictwo i inne. Ponadto takie działy, jak tworzywa sztuczne, biomechanika i medycyna, ochrona środowiska, pompy i urządzenia hydrauliczne oraz obrabiarki. Tak szerokie zastosowanie MES stało się możliwe dzięki szybkiemu rozwojowi technik komputerowych. Metoda elementów skończonych (z ang. *Finite Element Method*) jest to obecnie jedna z najszerzej stosowanych metod rozwiązywania różnych problemów inżynierskich. Jej uniwersalność, polegająca na łatwości schematyzacji różnych obszarów o skomplikowanej geometrii, także niejednorodnych i anizotropowych, kwalifikuje ją jako dobre narzędzie do modelowania problemów fizycznych.

Razem z rozwojem metody elementów skończonych dla wielu problemów mechaniki pojawiła się szansa realnego rozwiązania. Do tej pory, ze względu na trudności w jednoczesnym spełnieniu wszystkich wymagań narzucanych na własności rozwiązań (np. optymalizacja kształtu, analiza zakresu ruchu), tylko nieliczna grupa zadań była rozwiązywana analitycznie. Dopiero pojawienie się metod nawiązujących do dyskretyzacji, a co za tym idzie do zmiany formy matematycznego opisu problemów umożliwiło podejmowanie tych skomplikowanych zadań.

Z inżynierskiego punktu widzenia, MES rozumiana jest jako pewien sposób postępowania podczas rozwiązywania zadań fizyki. Jest to więc określony ciąg operacji wykonywanych przez inżyniera projektanta i komputer, w trakcie poszukiwania rozwiązania, poczynwszy od sformułowania zadania, a skończywszy na graficznej interpretacji wyników obliczeń. Ten punkt widzenia wynika między innymi z faktu, że sposób postępowania przy zastosowaniu MES jest niemal identyczny dla wszystkich rozwiązywanych zagadnień [9].

4.1. Model urządzenia

Projekt urządzenia wykonany został jako wielosegmentowy (rysunek 3), złożony z części podporowej z możliwością zmiany wysokości, a co za tym idzie kąta pochylenia. Zaproponowano trzy pozycje. Dodatkowo wykorzystanie programu pozwala na wprowadzenie różnego typu materiałów np. silikonowe podparcia zapobiegające przesuwaniu się urządzenia po podłożu w trakcie ćwiczeń, czy stali chromowej na płytę bazową „stopki”.



Rysunek 3. Model zaproponowanego urządzenia

Ze względu na wstępne analizy celem zidentyfikowania obszarów wyęzonych do obliczeń został przyjęty model uproszczony. W następnym kroku nałożono na model siatkę elementów skończonych (rysunek 4).

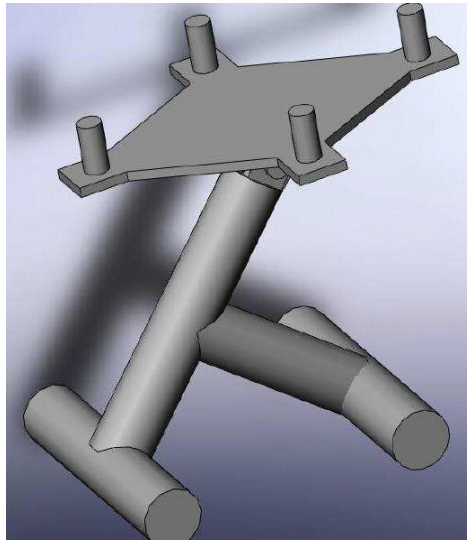
Podczas projektowania modelu do obliczeń wytrzymałościowych metodą elementów skończonych, wykorzystano materiały o parametrach izotropowych, liniowo-sprężystych (tabela 1).

Tabela 1. Podstawowe parametry materiałowe elementów urządzenia

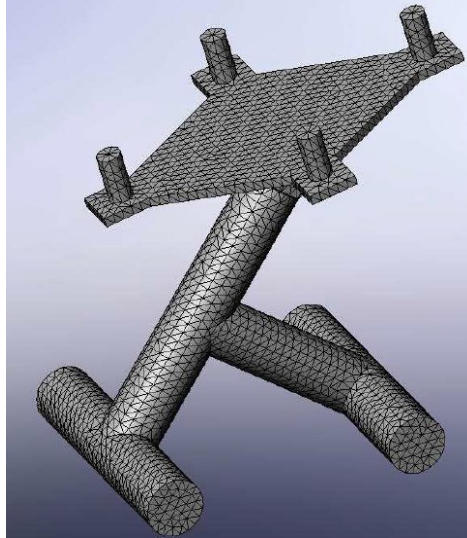
Materiał	Moduł Younga [N/m²]	Współczynnik Poissona
aluminium	$6,9 \cdot 10^{11}$	0,33
stal chromowa	$2,0 \cdot 10^{11}$	0,28
guma	$6,1 \cdot 10^6$	0,49

Źródło: [biblioteka programu SolidWorks]

a



b



Rysunek 4. Uproszczony model (a) oraz model z nałożoną siatką elementów skończonych (b)

4.2. Analiza wytrzymałościowa urządzenia

W kolejnym kroku model poddany został analizie wytrzymałościowej mającej na celu zobrazowanie zachowania się poszczególnych części urządzenia w przypadku, gdy ćwiczenie następuje bez obciążenia, to znaczy,

kiedy na urządzeniu nie są założone ciężarki. Ruchy wykonywane stopą imituje moment, przyłożony w miejscu, gdzie podczas ćwiczeń znajduje się stopa.

Podczas obliczeń momentu, jego wartość została uwzględniona biorąc pod uwagę takie czynniki jak typ mięśni, które generują siłę podczas ruchu, położenie górnej części urządzenia, na którym znajduje się stopa oraz rodzaj ćwiczenia. Siła zależna jest od typu mięśni, które biorą udział podczas ruchu. W pracy uwzględniane są dwa położenia: położenie I oraz położenie II.

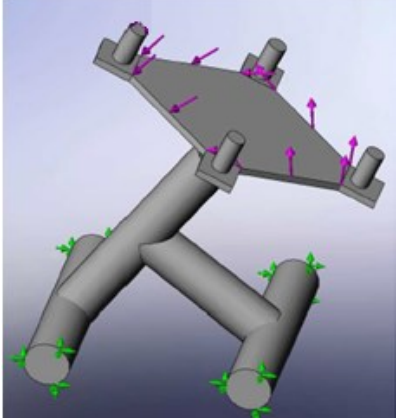
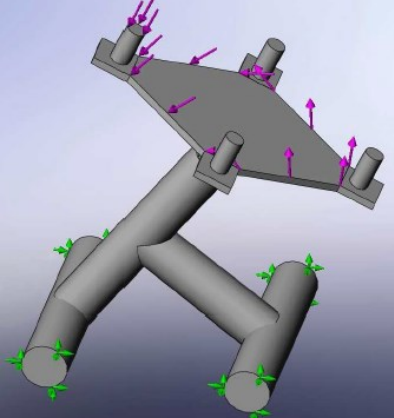
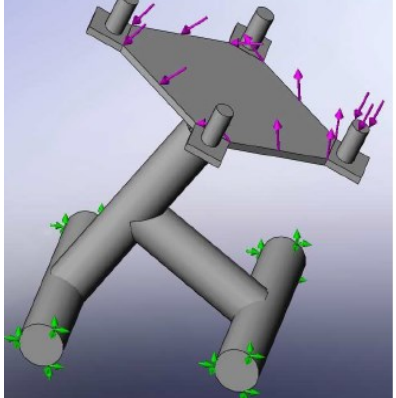
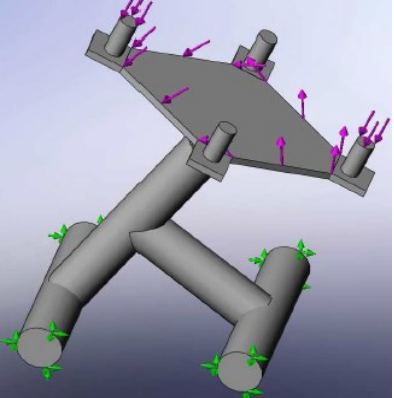
W położeniu I, obrazowana jest sytuacja, gdy podczas ćwiczenia następuje zgięcie podeszwowe. Biorą w nim udział wszystkie mięśnie, które znajdują się do tyłu od poprzecznej osi górnego stawu skokowego. Są to mięsień trójgłowy łydki, zginacz długi palucha, zginacz długi palców, zginacz piszczelowy tylny, oraz strzałkowy długi i krótki. Wykonują one pracę równą 21.2 kGm.

Położenie II obrazuje sytuację, gdy podczas ćwiczenia następuje zgięcie grzbietowe. Biorą w nim udział wszystkie mięśnie, których droga wiedzie do przodu, od poprzecznej osi górnego stawu skokowego. Są to mięśnie: piszczelowy przedni oraz prostownik długi palców, palucha i strzałkowy trzeci. Praca, jaką wykonują mięśnie podczas zgięcia grzbietowego równa jest 4.25 kGm. Według definicji jednostka momentu sił kGm liczona jest jako moment, z jakim działa siła 1kg na ramieniu 1m (prostopadle do ramienia), w miejscu, w którym przyśpieszenie ziemskie wynosi 9.806 m/s², zatem 1 kGm jest równy 9.806Nm. Na podstawie zebranych informacji obliczono wartości momentów w obu położeniach – zgięciu podeszwowym (207,9 Nm) oraz grzbietowym (42,6 Nm).

Powyższe wartości momentów, zostały zapisane w programie i wykorzystane podczas wykonywania analiz wytrzymałościowych. Podczas analizy na model oprócz obciążenia w postaci momentu zastępującego ruch stopy podczas ćwiczenia, zostały również przyłożone siły imitujące założony ciężarek. Wartość tych sił przyjęto na poziomie 30N.

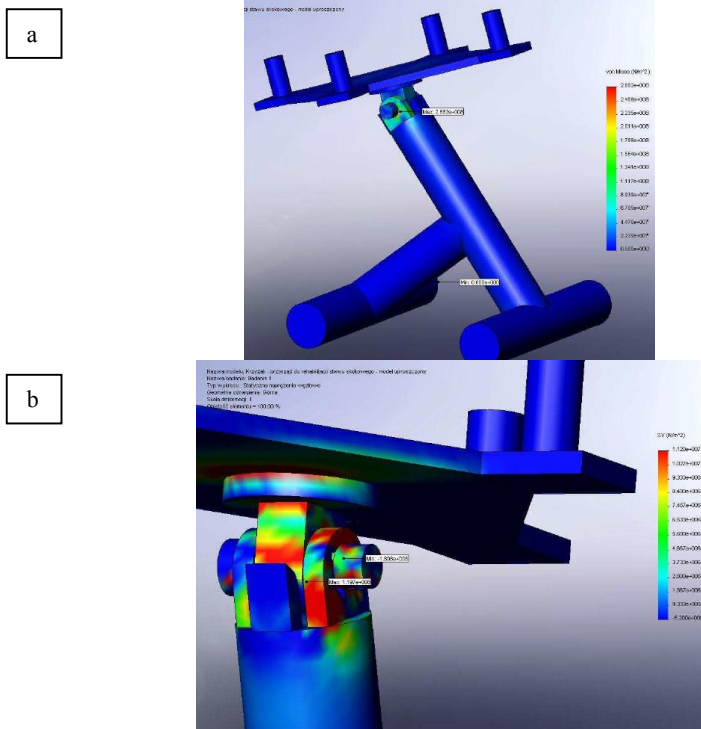
Analiza została przeprowadzona przy uwzględnieniu każdego z położeń (położenie I i II). Podczas położenia I, zadany został moment równy 207.9 Nm oraz – w zależności od rodzaju badania – jedna lub dwie siły o wartości 30N. Podczas położenia II, wartość momentu równa była 41.6 Nm oraz również w zależności od rodzaju badania – jedna lub dwie siły o takiej samej wartości. Wszystkie analizowane przypadki wraz z rozkładem przyłożonych momentów oraz sił zostały przedstawione w tabeli 2.

Tabela 2. Analizowane przypadki w zależności od rozkładu przyłożonych sił i momentów

Moment	Siła I + moment
	
Siła II + moment	Siła I i II + moment
	

5. Wyniki analiz

Do oceny wyężenie części składowych modelu przyjęto wartość napężenia zredukowanego według hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego oraz wartość napężenia normalnego w osi X (rysunek5). Dodatkowo analizowano powstałe w wyniku przyłożonego obciążenia odkształcenia oraz przemieszczenia jako przydatne do oceny inżynierskiej projektu urządzenia.



Rysunek 5. Rozkład naprężeń zredukowanych według hipotezy H-M-H (a) oraz rozkład naprężeń normalnych w osi X (b)

W tabeli 3 i 4 zamieszczono analizowane przypadki wraz z maksymalnymi wartościami naprężeń, odkształceń oraz przemieszczeń.

Tabela 3. Wyniki analiz dla położenia I

Położenie I – zgięcie podeszwowe	moment	siła I + moment	siła II + moment	siła I i II + moment
naprężenie [MPa]	268,2	272,9	262,5	267,9
odkształcenie [$\times 10^{-4}$]	8,375	8,530	8,184	8,379
przemieszczenie [mm]	29,03	29,14	28,95	29,05

Tabela 4. Wyniki analiz dla położenia II

Położenie II – zgięcie grzbietowe	moment	siła I + moment	siła II + moment	siła I i II + moment
naprężenie [MPa]	77,68	85,05	68,88	77,85
odkształcenie [$\times 10^{-4}$]	2,133	2,335	1,886	2,133
przemieszczenie [mm]	24,27	24,35	24,22	24,25

Analizując wyniki zamieszczone w tabelach, można zauważyć, iż największe naprężenia powstają podczas położenia pierwszego, czyli sytuacji, która obrazowała zgięcie podaszowe stopy. Wynika to z faktu, iż podczas tego właśnie ruchu, mięśnie wykonują największą pracę. Również możemy zauważyć, iż wartości naprężeń oraz odkształceń powstałych w wyniku analizy podczas tego właśnie ruchu są ponad dwa razy większe, niż w przypadku zgięcia grzbietowego. Podczas tego właśnie zgięcia, w stawie skokowym pracuje większość mięśni odpowiedzialnych za poruszanie się „do przodu”, a co za tym idzie do większej aktywności mięśni podczas ćwiczenia. Największe różnice występują pomiędzy „położeniem I” i „położeniem II”, zarówno w naprężeniach zredukowanych i odkształceniach. Porównując sytuacje, gdy do modelu przyłożone jest obciążenie, ta różnica jest prawie dwa razy większa.

6. Podsumowanie

Przegląd dostępnych na rynku urządzeń do rehabilitacji stawu skokowego oraz analiza potrzeb wynikająca z rozpoznania procesu usprawniania pacjentów ujawniła potrzebę stworzenia bardziej kompleksowego przyrządu. Zasadniczym celem pracy było zaproponowanie usprawnień a nawet wprowadzenie nowych funkcji urządzenia, pozwalających na obrót stopy nie tylko w kierunkach wzdłużnym i poprzecznym stopy, ale również na ruch w stawie kolanowym. Ruch ten zwiększa ruchliwość stopy, a co za tym idzie pozwala na szybszy jej powrót do pełnej funkcjonalności. Ponadto została dodana możliwość regulacji kąta pochylecia całego urządzenia w trzech zakresach, co również poprzez zwiększenie ruchliwości stopy, pozwala na jej efektywniejszą rehabilitację.

Literatura

1. Błaszczyk J.W., *Biomechanika Kliniczna podręcznik dla studentów m,edycyny i fizjoterapii*, Warszawa, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2004
2. Marciniak W., Szulc A., *Wiktora Degi ortopedia i rehabilitacja*. Warszawa, Wydawnictwo PZWL, 2008
3. Będziński R., *Biomechanika inżynierska*, Oficyna Wydawnictwa Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997
4. <http://www.abcbodybuilding.com> (data dostępu: 01.05.15)
5. Zembaty A., *Kinezyterapia*, Wydawnictwo Kasper, Kraków 2003
6. <http://www.answers.com> (data dostępu: 01.05.15)
7. Bober T., Zawadzki J.: *Biomechanika układu ruchu człowieka*, Wydawnictwo BK, Wrocław 2001, (wyd. 3)
8. Donskoj D.D., *Biomechanika ćwiczeń fizycznych*, Moskwa 1979
9. Rusiński E., *Metoda elementów skończonych*, Wydawnictwa komunikacji i łączności, Warszawa 1994

Numerical analysis of the process of die forging a lever-like element

Analiza numeryczna procesu kucia matrycowego elementu typu dźwignia

Streszczenie

Kucie matrycowe jest jedną z najstarszych metod obróbki plastycznej odkuwek. Technologia ta jest jednym z podstawowych sposobów kształtowania części maszyn i jest wykorzystywana w niemal każdej gałęzi przemysłu maszynowego, lotniczego, zbrojeniowego, motoryzacyjnego, rolniczego czy budowlanego. Z odkuwek wykonuje się najbardziej odpowiedzialne części maszyn. Jest to spowodowane licznymi zaletami tego procesu, do których należą: wysoka dokładność, możliwość odkuwania przedmiotów o skomplikowanych kształtach czy możliwość stosowania mniejszych nadadków technologicznych. W produkcji światowej najwięcej wytwarza się odkuwek stalowych, jednakże wzrasta ilość odkuwek wykonywanych ze stopów metali nieżelaznych, takich jak stopy magnezu, tytanu i aluminium.

W artykule przedstawiono analizę teoretyczną oraz numeryczną procesu kucia matrycowego na przykładzie kształtowania odkuwki dźwigni. W pierwszej części opisano proces kucia matrycowego oraz przykłady jego szerokiego zastosowania w przemyśle. W kolejnej wykonano rysunki wsadu, matryc dolnej i górnej oraz odkuwki, wykorzystując oprogramowanie Solid Edge. Do wykonania elementu odkuwanego użyto łatwej w obróbce stali niestopowej jakościowej C45. Obliczenia przeprowadzono w oparciu o metodę elementów skończonych (MES), przy użyciu oprogramowania DEFORM 3D.

Abstract

Die forging is one of the oldest methods of forming forgings. This technology is one of the basic ways of shaping machine parts and is used in almost every branch of mechanical engineering, aerospace, defense, automotive and construction industries. The most responsible parts of machines are made from forgings. It is caused by many advantages of this process, which include: high accuracy, ability to forge objects with complex shapes and the possibility of using fewer technological allowances. Steel forgings are the most popular produced elements in the world production, but the number of forgings made from non-ferrous alloys such as magnesium, titanium and aluminum alloys increase.

In this paper, theoretical and numerical analysis of die forging was presented on example of forming of lever forging. In first part die forging process and examples of their wide use in industry was described. In the next part drawings of the charge, the upper and lower dies and forgings were made, using Solid Edge. Material used to make forging element was carbon quality steel C45. Calculations were based on the finite element method (FEM) using DEFORM 3D. Press force of 10,000 kN and the coefficient of friction equal 0.1 were applied. Then, results of simulations, made in conditions of three dimensional state of strain were presented, allowed for determining distributions of strain intensity, stress, temperature and damage. On the basis of them, it was found that selection of parameters and course of process was appropriate, which

¹Email: mateuszczarnecki53@gmail.com, Koło Naukowe Technologii Materiałów, Wydział Mechaniczny Politechniki Lubelskiej, www.kntm.pollub.pl

²Email: bartosz.filip5@gmail.com, Koło Naukowe Technologii Materiałów, Wydział Mechaniczny Politechniki Lubelskiej, www.kntm.pollub.pl

³Email: m.szala@pollub.pl, Katedra Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechniki Lubelskiej

Zastosowano siłę nacisku prasy wynoszącą 10000 kN oraz współczynnik tarcia równy 0,1. Następnie zaprezentowano wyniki symulacji przeprowadzonej w warunkach przestrzennego stanu odkształcenia, które umożliwiły wyznaczenie rozkładów intensywności odkształceń, naprężeń, temperatury oraz zniszczeń. Na ich podstawie stwierdzono poprawny dobór parametrów geometrycznych modelu oraz właściwy przebieg procesu, w którym nie zaobserwowano żadnych niewłaściwych deformacji lub pęknięć materiału.

Słowa kluczowe: kucie matrycowe, metoda elementów skończonych, dźwignia

influenced by many factors, including the selection of the respective radii of rounding the forging, which prevented the appearance of cracks in the first steps of the process.

Keywords: words: die forging, finite elements method, lever

1. Wprowadzenie

Technologia obróbki plastycznej materiałów była znana już w czasach starożytnych, kiedy to pierwsi kowale wytwarzali metodą kucia ręcznego m.in. proste przedmioty codziennego użytku, narzędzia rolnicze czy broń myśliwską. Z biegiem czasu powstawał nowe metody kształtowania, a istniejące były ulepszone i automatyzowane. Obecnie praktycznie każdy proces przeróbki plastycznej jest wykonywany przy użyciu maszyn, urządzeń oraz przyrządów, które zapewniają szybkie i precyzyjne przeprowadzanie wielu operacji. Obecnie w obróbce plastycznej najczęściej wykorzystuje się proces kucia, wykonywany m.in. na młotach, prasach czy kuźniarkach. W jednej z jego odmian – kuciu matrycowym – wykonywane wyroby stanowią ok. 78% wszystkich, jakie opuszczają europejskie kuźnie [1, 2].

Kierunek rozwoju kucia matrycowego jest determinowany przede wszystkim przez branżę motoryzacyjną, gdzie wykorzystuje się zdecydowanie najwięcej elementów odkuwanych, stanowiących ponad 80% światowej produkcji. Innym zastosowaniem kucia matrycowego jest przemysł rolniczy, górniczy, kolejowy, czy też maszynowy. Odkuwki są wykonywane głównie ze stali, ale stosuje się także m.in.: stopy aluminium, miedzi, tytanu, wolframu [3].

Potrzeba ciągłego doskonalenia procesów kucia matrycowego, wymaga prowadzenia wielu badań i analiz. Od kilkudziesięciu lat obserwuje się rozwój technologii komputerowych, które znacząco ułatwiły możliwości przeprowadzania symulacji. Jedną z technik, która istotnie przyczynia się do usprawnienia obróbki plastycznej jest metoda elementów skończonych (MES) [4, 5]. Umożliwia ona obliczenie deformacji, odkształceń, naprężeń czy też temperatur jakie występują w przerabianym materiale oraz stosowanym narzędziu. Dzięki temu możliwe jest zoptymalizowanie procesu pod względem kosztów i czasu produkcji, liczby przeprowadzonych operacji, trwałości narzędzi oraz jakości otrzymywanych wyrobów.

Celem pracy jest zaprezentowanie i omówienie sposobu analizy numerycznej procesu kucia matrycowego elementu typu dźwignia oraz przedstawienie wyników rozkładu: intensywności pęknięcia według kryterium Cockcrofta-Lathama, naprężeń i temperatur w badanym przedmiocie.

2. Technologie kucia matrycowego

2.1. Podstawowe podziały kucia matrycowego

Poszczególne metody kucia matrycowego różnią się od siebie w zależności od przyjętych kryteriów podziału, jednak ich wspólną cechą jest oddziaływanie na przedmiot obrabiany, znajdujący się w wykroju matrycy siłą uderzenia lub nacisku, która powoduje że materiał odkształca się i wypełnia wykrój, przyjmując jego kształt [6, 7].

Proces kucia matrycowego stanowi szereg operacji, które decydują o jego złożoności. Można wśród nich wyróżnić takie zabiegi jak: cięcie materiału, nagrzewanie (w przypadku obróbki na zimno można zastosować odpowiednią obróbkę cieplną), kucie (odkuwanie przedkuwek i odkuwek), operacje wykańczające (okrawanie, wycinanie, dziurowanie), obróbka cieplna odkuwki, czyszczenie odkuwki (poprzez śrutowanie, piaskowanie) oraz operacje końcowe (kalibrowanie, dogniatanie, prostowanie) [8].

Jeżeli wziąć pod uwagę kryterium temperatury, proces kucia matrycowego można podzielić na dwa podstawowe rodzaje: kucie na zimno i na gorąco. Podział ten jest oparty o temperaturę rekrytalizacji materiału, dzięki której możliwe jest wyszczególnienie zakresu przeróbki na zimno i gorąco. Jest on jednak nie wystarczający, gdyż na występowanie rekrytalizacji ma wpływ wiele czynników, które mogą zmieniać zakres pojawiania się tego zjawiska. Obecny stan techniki pozwala na wyróżnienie trzech podstawowych rodzajów kucia w oparciu o temperaturę topnienia T_t , która odnosi się do temperatury procesu T (temperatura wyrażana w K):

- kucie na zimno: $T < 0,3 T_t$;
- kucie na półgorąco (na ciepło): $0,3 < T < 0,5 T_t$;
- kucie na gorąco: $T > 0,5 T_t$;

Dodatkowo stosuje się także podział na:

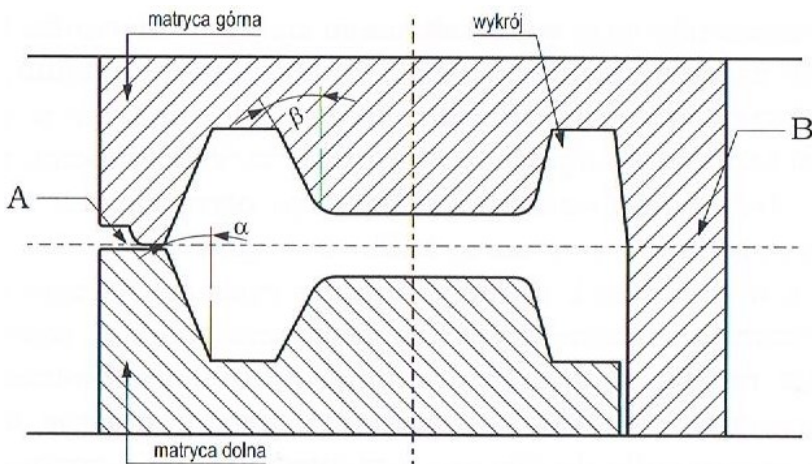
- kucie w matrycach gorących (temperatura narzędzi niższa o 300-500°C od temperatury kucia);
- kucie izotermiczne (temperatura narzędzi jest zbliżona do temperatury kucia).

Najczęściej w przemyśle stosuje się metody kucia na gorąco. Mniejszy rozwój kucia na zimno jest spowodowany ograniczoną plastycznością metali, małą trwałością narzędzi oraz koniecznością stosowania maszyn o znacznym nacisku lub energii [6,8].

Innym z podstawowych kryteriów podziału jest możliwość swobodnego płynięcia materiału. Wyróżnia się tutaj dwa typy: kucie z wypływką oraz kucie bez wypłytki.

Aby zapewnić możliwość swobodnego płynięcia materiału, konieczne jest stosowanie matryc otwartych. Matryca otwarta, pokazana schematycznie na rys. 2.1 (po lewej stronie), posiada specjalnie zaprojektowany rowek składający się z mostka, który stawia opór wypływowi metalu na zewnątrz matrycy oraz magazynka, w którym gromadzi się nadmiar wypływającego metalu. Podczas procesu kucia materiał, po wypełnieniu wykroju wypływa między matrycę tworząc pierścień zwany wypływką. Podstawowymi funkcjami wypłytki są:

- ograniczenie wypływania materiału poza wykroj;
- zabezpieczenie przed uderzeniem matrycy górnej o dolną;
- kompensacja niedokładności cięcia wsadu;
- ułatwienie wyjmowania odkuwki z wykroju.



Rysunek 2.1 Porównanie konstrukcji matrycy otwartej (po lewej) i zamkniętej (po prawej) [8]

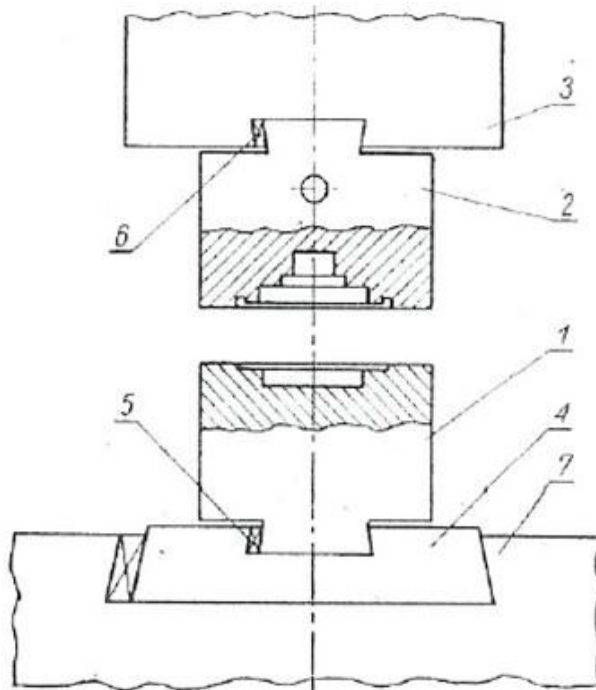
Kucie w matrycach zamkniętych powoduje, że materiał nie ma możliwości wydostania się na zewnątrz i zostaje w całości wykorzystany do wypełnienia wykroju. Powoduje to zmniejszenie zużycia materiału, które w przypadku kucia złożonych kształtów, mogą wynosić nawet kilkadziesiąt procent. Brak wypłytki wiąże się z kilkoma zaletami tej metody obróbki plastycznej. Przede wszystkim nie powstaje konieczność okrawania wypłytki, co przekłada się na oszczędności związane z brakiem zapewnienia stanowiska do okrawania oraz czasem przerabiania elementu [1, 6÷8].

W zależności od rodzaju wykorzystywanych maszyn, kucie matrycowe można wykonywać na młotach matrycowych, prasach kuźniczych (śrubowych, korbowych i hydraulicznych), walcach kuźniczych lub też na maszynach specjalnych, np. kuźniarkach i prasach trójsuwakowych [8].

2.2. Kucie matrycowe na młotach

Młoty matrycowe są szeroko stosowane w przemyśle maszynowym jako urządzenia o udarowym charakterze pracy. W swoim działaniu wykorzystują energię kinetyczną ruchomych mas, która zamieniana jest na pracę odkształcenia elementu. Wartość tej pracy jest jednak znacznie mniejsza niż dostarczona energia, co przekłada się na niską sprawność młotów, wynoszącą ok. 5% [8].

Na rys. 2.2 przedstawiono schemat budowy podstawowych części młota matrycowego. Są to bijak, który uderza w kształtowany materiał oraz szabota, która przejmuje uderzenia bijaka. W bijaku i szabocie mocuje się matryce, a następnie zabezpiecza się je klinami [8, 10].



Rysunek 2.2 Matryca jednowykrojowa do kucia na młotach: 1 – dolna część matrycy, 2 – górna część matrycy, 3 – bijak, 4 – poduszka szaboty, 5,6 – klin, 7 – szabota [6]

Pod względem energetycznym, w obróbce plastycznej można wyróżnić dwa typy młotów matrycowych: pojedynczego oraz podwójnego działania.

Młoty matrycowe pojedynczego działania charakteryzują się tym, że wykorzystują energię potencjalną mas, podniesionych na pewną wysokość, która zostaje zamieniona na energię kinetyczną spadającego bijaka, a ta z kolei podczas uderzania w obrabiany materiał, zamienia się w prace odkształcenia plastycznego oraz rozprasza w postaci drgań. Aby uzyskiwać wymaganą energię uderzenia należy podnieść bijak z matrycą na dosyć dużą wysokość, a to wiąże się z małą liczbą uderzeń na minutę.

Młoty matrycowe podwójnego działania różnią się od poprzedniego rodzaju obecnością dodatkowego czynnika zwiększającego prędkość ruchu bijaka i narzędzi. Daje to możliwość zwiększenia energii uderzenia. Jako czynnik roboczy wykorzystuje się powietrze, parę lub ciecz pod ciśnieniem, a także energię sprężystości. Jednymi z popularniejszych typów młotów podwójnego działania są młoty parowo – powietrzne.

Istotnym problemem kucia matrycowego na młotach są drgania. Dynamiczny charakter pracy, powodujący rozpraszanie energii i hałas wpływa negatywnie na zdrowie osób znajdujących się w pobliżu maszyny, konstrukcję hal produkcyjnych, a także na środowisko. W tym celu opracowano nowoczesne systemy wibroizolacji maszyn z układami łączącymi elementy sprężyste z tłumikami wiskotycznymi, które zmniejszają masę i wymiary fundamentów młota [7, 10].

2.3. Kucie matrycowe na prasach

Pomimo znacznego rozpowszechnienia młotów matrycowych w obróbce plastycznej, to jednak najbardziej liczną grupę maszyn stanowią prasy. Są one stosowane w wielu gałęziach przemysłu ze względu na swoją uniwersalność. Cechą charakterystyczną pras jest ciągły i względnie powolny nacisk na części roboczych na odkształcany materiał. W porównaniu z młotami matrycowymi prasy mają szereg zalet, na które składają się:

- wyeliminowanie drgań maszyny;
- duża dokładność prowadzenia suwaka;
- sztywność korpusu oraz części prowadzących;
- wyposażenie maszyn w wyrzutnik dolny oraz górny.

Dzięki tym zaletom możliwe jest bardzo dokładne kształtowanie odkuwek, co przekłada się na korzyści w postaci mniejszych pochyłych kuźniczych i nadatków na dalszą obróbkę mechaniczną [10].

Kucie na prasach nie jest niestety pozbawione wad. Mniejsza uniwersalność w porównaniu z młotami oraz wysoki koszt maszyn i eksploatacji sprawia, że bardzo istotną staje się konieczność właściwego doboru parametrów procesu. Aby zwiększyć trwałość narzędzi, należy brać pod uwagę kilka

czynników związanych z odkuwką, eksploatacją i matrycą. O ile dwa pierwsze są zazwyczaj narzucone z góry, to trzeci czynnik można dosyć łatwo kształtować dokonując badań symulacyjnych [6, 12].

Proces kucia na prasach, z uwagi na różnorodność wykonywanych prac, posiada bardzo wiele rozwiązań, zwłaszcza konstrukcyjnych, które decydują o sposobach jego klasyfikacji. Wymienić tu można kucie na prasach: mechanicznych, śrubowych, mimośrodowych, korbowych, specjalizowanych, czy hydraulicznych. Najstarszymi maszynami wykorzystywanymi w obróbce plastycznej były prasy śrubowe, chociaż najliczniejszą grupę stanowią prasy mimośrodowe. Obecnie obserwuje się rosnące znaczenie napędu hydraulicznego w prasach, który charakteryzuje się lepszymi właściwościami niż napędy mechaniczne. Do najważniejszych cech pras hydraulicznych można zaliczyć:

- większa dokładność wykonywanych operacji;
- mniejszy koszt wykonania;
- znacznie prostszą konstrukcję maszyny;
- niezawodność działania;
- większe bezpieczeństwo pracy związane z możliwością zatrzymania suwaka w dowolnym położeniu;
- stały nacisk pracy w całym zakresie skoku suwaka;
- możliwość uzyskania bardzo dużych nacisków przy niewielkich wymiarach gabarytowych.

Prasy hydrauliczne dzielą się na wiele mniejszych podkategorii, w zależności od przeznaczenia, konstrukcji i wielkości nacisków, jednakże zasada ich działania jest podobna i opiera się na prawie Pascala [10].

Na rys. 2.3 przedstawiono przykładową prasę hydrauliczną firmy OMERA o nacisku 1500 t.



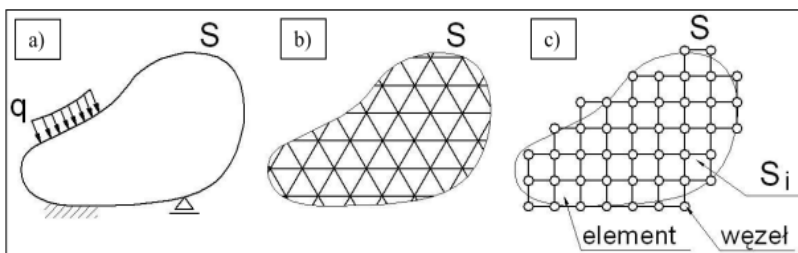
Rysunek 2.3 Prasa hydrauliczna o nacisku 1500 t [11]

3. Modelowanie i symulacja obiektu badań

3.1. Metoda Elementów Skończonych

Metody komputerowego wspomaganie prac inżynierskich mają stosunkowo krótką historię. W latach osiemdziesiątych dostęp do nich miały jedynie duże przedsiębiorstwa, często w ograniczonym zakresie. W ostatnich latach widoczne jest znaczne spopularyzowanie metod numerycznych nawet wśród małych przedsiębiorstw. Wykorzystanie ich znaczenie skraca czas potrzebny do uruchomienia produkcji oraz poszczególnych jej etapów. Współcześnie wiodącą metodą komputerową w modelowaniu procesów przeróbki plastycznej jest metoda elementów skończonych (MES).

Metoda Elementów Skończonych polega na dyskretyzacji układów geometrycznych ciągłych (rys. 3.1) na skończoną liczbę elementów łączących się w węzłach, w wyniku czego powstaje model geometryczny dyskretny. Należy przyjąć funkcję kształtu (tzw. macierze sztywności) dokładnie odwzorowującą rzeczywiste wielkości fizyczne, co przy coraz gęstszym podziale obszaru na elementy skończone zbliża otrzymane wartości do wartości dokładnej [13, 15].



Rysunek 3.1 Dyskretyzacja modelu ciągłego – transformacja w zbiór (siatkę) elementów skończonych: a) model geometryczny ciągły, b) model dyskretny idealny, c) model dyskretny obliczeniowy [13]

Koncepcja MES zakłada, że podczas obliczeń każda wielkość przedstawiona w układzie za pomocą funkcji ciągłych (np. przemieszczenia, naprężenia, obciążenia) ulega dyskretyzacji. Podczas dyskretyzacji określonej wielkości fizycznej dąży się do maksymalnego zbliżenia jej postaci dyskretnej i ciągłej z zastosowaniem metod aproksymujących.

W celu otrzymania modelu dyskretnego należy:

- dokonać podziału kontinuum na skończoną liczbę prostych geometrycznie elementów połączonych ze sobą węzłami;
- określić w węzłach wartości fizyczne, w których będą wymuszone warunki równowagi i zgodności;
- określić funkcje określające wartości wielkości fizycznych wewnątrz elementów w zależności od wartości w węzłach;
- ułożyć funkcje aproksymujące (np. wielomiany, ciągi, szeregi) węzły zdyskretyzowanego układu na podstawie informacji z poziomu elementów.

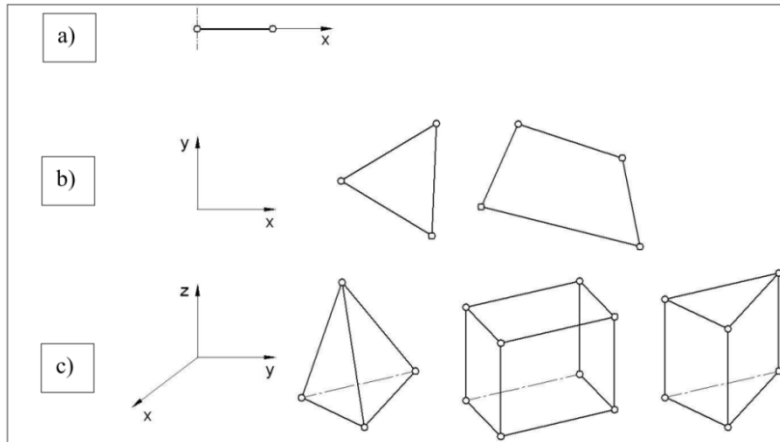
Dla każdego elementu można przyjąć inne funkcje aproksymujące, jednak wszystkie należy dobierać w taki sposób, aby zachować jak najlepszą ciągłość między poszczególnymi funkcjami na brzegach elementów. Rozwiązanie uzyskane w ten sposób jest obarczone błędem aproksymacji, którego dokładne oszacowanie jest niemożliwe ze względu na nieznaną prawdziwego rozwiązania, jednak opierając się na własnościach przestrzeni aproksymacji można go ograniczyć w znacznym stopniu [14÷16].

Obecnie istnieje bardzo duża ilość typów elementów skończonych, które charakteryzuje cały zespół cech. Aby określić typ elementu skończonego należy wprowadzić szereg kryteriów określających jego cechy, do których zaliczamy:

- liczbę wymiarów, którymi opisany jest element;
- kształt geometryczny;
- typ i stopień wielomianu dla założonej funkcji kształtu elementu skończonego;

- liczbę węzłów w elemencie;
- rodzaje więzów nałożone na element.

Biorąc pod uwagę wymiar, elementy skończone mogą być jednowymiarowe (belki), dwuwymiarowe (membrany) oraz trójwymiarowe (bryły) [15, 17]. Przykładowe schematy elementów skończonych zostały pokazane na rys. 3.2.



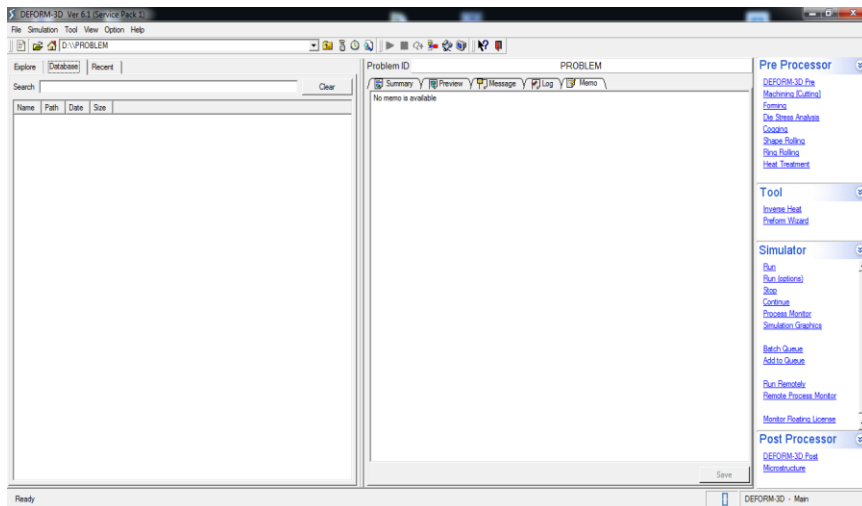
Rysunek 3.2 Schematy ideowe wybranych elementów skończonych: a) 1D, b) 2D, c) 3D [13]

Dzisiejsze oprogramowanie CAE, w których MES znajduje zastosowanie posiadają trzy wzajemnie współpracujące moduły, którymi są [13]:

- preprocesor, służący m.in. do importu lub przygotowania geometrii, doboru elementów skończonych, dyskretyzacji kontinuum oraz przyłożenia warunków brzegowych;
- solver, przeznaczony do budowy i rozwiązywania układów równań, co pozwala na uzyskanie poszukiwanych wartości wielkości fizycznych;
- postprocesor, który służy do prezentacji i interpretacji uzyskanych wyników.

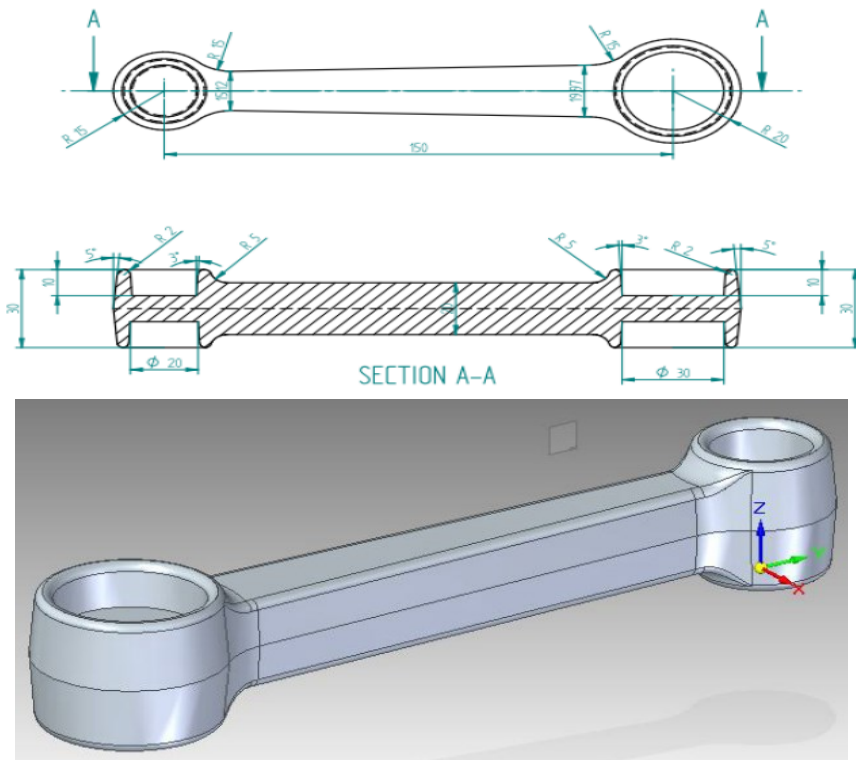
3.2. Warunki symulacji

Symulację procesu kucia matrycowego dźwigni na gorąco przy użyciu prasy hydraulicznej przeprowadzono korzystając z pakietu oprogramowania DEFORM-3D (rys. 3.3.). Jest to system symulacji wykorzystujący metodę elementów skończonych do analizy trójwymiarowej procesów przeróbki plastycznej. DEFORM-3D jest wiodącym oprogramowaniem używanym w instytutach badawczych i w przemyśle [18].

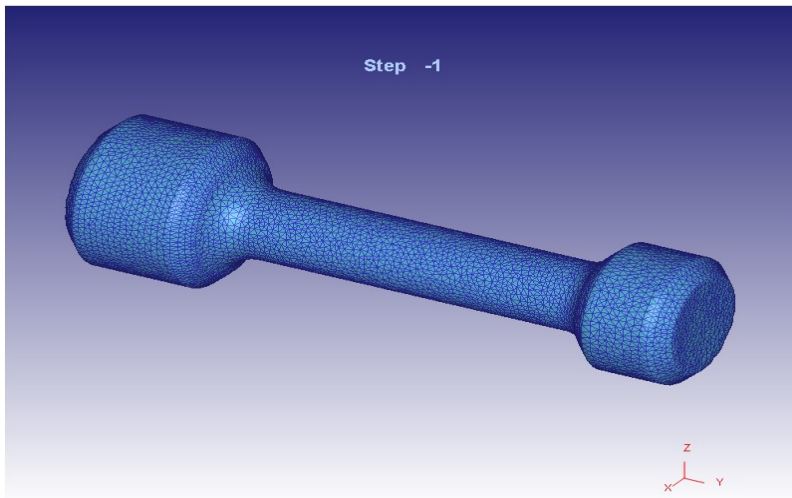


Rysunek 3.3 Ekran startowy oprogramowania DEFORM-3D [opracowanie własne]

Wsad w procesie kucia matrycowego dźwigni, której model geometryczny został przedstawiony na rys. 3.4 stanowiła przedkuwka w kształcie wałka stopniowanego, modelowana za pomocą czterowęzłowych elementów tetragonalnych. Wielkość elementu bazowego przyjęto równą 1 mm, co pozwoliło na podział wsadu w początkowym etapie obliczeń na 75000 elementów (rys. 3.5). W analizie numerycznej procesu kucia matrycowego wykorzystano model materiałowy stali niestopowej jakościowej C45. Stal ta znajduje zastosowanie w produkcji elementów maszyn i urządzeń, np. wrzecion, osi, wałów, dźwigni, krzywek itp. W obliczeniach przyjęto siłę nacisku prasy $F = 10000$ kN, współczynnik tarcia $\mu = 0,1$ oraz naddatek technologiczny wynoszący 15%. Założono, że matryca górna wykonuje ruch posuwisty do dołu ze stałą prędkością $v = 0,1$ m/s, natomiast matryca dolna pozostaje nieruchoma. Zastosowano tradycyjny rowek na wypływkę.



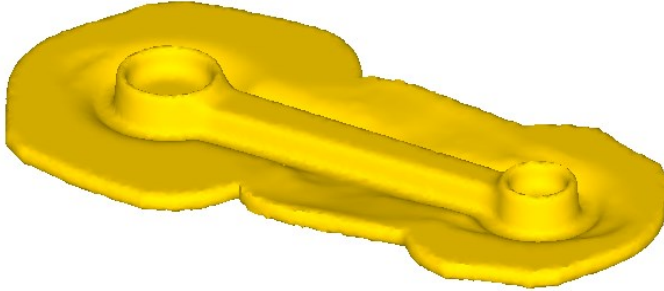
Rysunek 3.4 Model geometryczny dźwigni [opracowanie własne]



Rysunek 3.5 Model dyskretny wsadu w procesie kucia matrycowego [opracowanie własne]

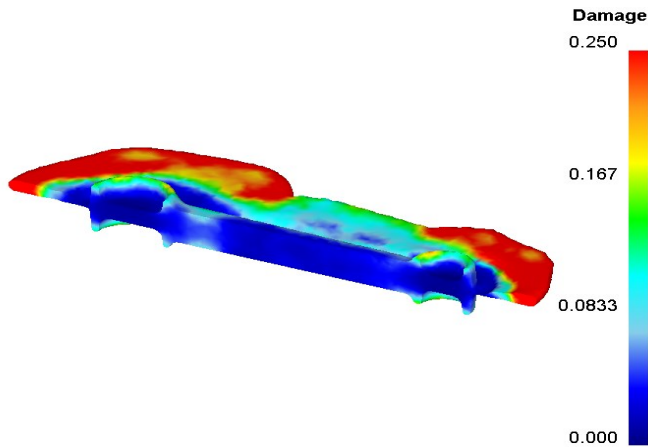
4. Wyniki i ich analiza

Na rys. 4.1. przedstawiono kształt dźwigni uzyskany w efekcie przeprowadzonej analizy numerycznej, w procesie kucia matrycowego w matrycach otwartych. Dla założonych parametrów procesu nie zaobserwowano występowania niedoskonałości, tj. pęknięć materiału, co stanowi potwierdzenie prawidłowości dobranych promieni zaokrągleń wsadu oraz deformacji kształtu.



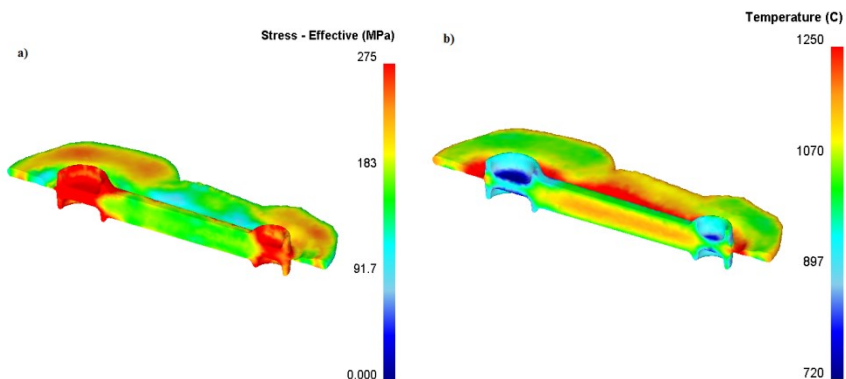
Rysunek 4.1 Odkuwka dźwigni uzyskana w symulacji numerycznej procesu kucia
[opracowanie własne]

Na rys. 4.2 przedstawiono rozkład wyników uzyskanych dla kryterium pęknięcia wg. Cockcrofta - Lathama w kutej dźwigni. Polega ono na określeniu wartości krytycznej odkształcenia plastycznego, w której dochodzi do utraty spójności kształtowanego materiału [19]. Zaobserwowane wartości kryterium występujące w elemencie są minimalne i obejmują stosunkowo niewielki obszar, co świadczy o poprawności dobranych parametrów procesu kucia. Największe wartości kryterium zaobserwowano na wypływe, której zadaniem jest zapobieganie wypływaniu metalu z wykroju matrycy oraz zabezpieczanie matryc górnej i dolnej przed wzajemnym uderzeniem i w rezultacie uszkodzeniem. Stosunkowo wysokie wartości parametru odnotowane dla wypływu wynikają z faktu iż stanowi ona najbardziej narażony na występowanie pęknięć obszar kutego elementu.



Rysunek 4.2 Rozkład intensywności uszkodzeń w odkuwce w końcowym etapie procesu [opracowanie własne]

Na rys. 4.3a) przedstawiono rozkład naprężeń w odkuwce w końcowym etapie procesu. Największe naprężenia występują na obu krańcach odkuwki, gdzie materiał stygnie dość intensywnie, przez co następuje wzrost oporów kształtowania. Równie wysokie wartości naprężeń odnotowano na końcach wypływkki, gdzie materiał jest zgniatany przez pracujące narzędzia. Maksymalne zarejestrowane naprężenia wynoszą 280 MPa i są stosunkowo niewielkie, co pozytywnie wpływa na trwałość narzędzi. Rozkład temperatur w przekroju odkuwki przedstawiono na rys. 4.3b). Największy spadek temperatury odnotowano w obszarze kształtowania wgłębień w odkuwce, gdzie narzędzia stykają się z materiałem najdłużej. Jest to zgodne z wcześniejszym stwierdzeniem o znacznym wzroście naprężeń w tych miejscach związanych ze spadkiem plastyczności w wyniku intensywnego stygnięcia metalu. Bardzo duży wzrost temperatury zaobserwowano na wypływkce wokół zarysu odkuwki. Temperatura w tym obszarze sięga 1250°C, co jest spowodowane dużą intensywnością odkształcania plastycznego wypływkki. W pozostałych obszarach temperatura jest stosunkowo wyrównana.



Rysunek 4.3 Rozkłady: a) naprężeń, b) temperatur w przekroju poprzecznym odkuwki [opracowanie własne]

5. Podsumowanie i wnioski

Wybór technologii kucia zamiast innych technik wytwarzania (np. odlewania) jest uwarunkowany wymaganiami dotyczącymi lepszych właściwości mechanicznych. Z odkuwek wykonuje się najbardziej odpowiedzialne części maszyn, co jest spowodowane licznymi zaletami tego procesu, do których należą m.in.: wysoka dokładność wykonania, możliwość łatwego i szybkiego kształtowania przedmiotów o skomplikowanej geometrii czy możliwość stosowania mniejszych naddatków technologicznych.

Analizę procesu kucia matrycowego dźwigni w matrycach otwartych przeprowadzono wykorzystując pakiet oprogramowania DEFORM-3D, przy użyciu metody elementów skończonych (MES). Obliczenia realizowano w warunkach przestrzennego stanu odkształcenia, ze względu na charakter płynięcia materiału. W symulacji zostały wyznaczone rozkłady kryterium uszkodzeń, naprężeń i temperatury w przekroju analizowanego wyrobu.

Przeprowadzona analiza numeryczna procesu kucia dźwigni, potwierdza poprawność dobranych parametrów procesu. Na dokładność końcowego wyrobu miało wpływ wiele czynników, np. odpowiednie dobranie promieni zaokrągleń wsadu. W innym przypadku istnieje wysokie prawdopodobieństwo powstania pęknięć w materiale już w pierwszych krokach procesu. Uzyskany w wyniku symulacji rozkład naprężeń nieprzekraczający 280 MPa, jest ważną informacją, która decyduje o wytrzymałości odkuwanego elementu, jak również trwałości narzędzi.

Literatura

1. Samołyk G., Pater Z. *Rowek na wyływkę*, Lubelskie Towarzystwo Naukowe, Lublin, 2005
2. Samołyk G. *Nowa technika symulacji procesu kucia matrycowego*, Przegląd Mechaniczny, 12/2003, s. 32-34
3. Samołyk G. *Podstawy analizy procesu kucia matrycowe z wykorzystaniem metody linii poślizgu i charakterystyk*, Eksploatacja i Niezawodność, 2/2003, s. 56-58
4. MacCormack C., Monaghan J. *Failure analysis of cold forging dies using FEA*, Journals of Materials Processing Technology, 17 (2001), s.209-215
5. Watanabe A., Fujikawa S., Ikeda A., Shiga N. *Prediction of Ductile Fracture in Cold Forging*, 11th International Conference on Technology of Plasticity, Japonia 2014, s. 425-430
6. Wasiunyk P. *Kucie matrycowe*, WNT, Warszawa, 1975
7. Wasiunyk P. *Teoria procesów kucia i prasowania*, WNT, Warszawa 1982
8. Pater Z., Samołyk G. *Podstawy technologii obróbki plastycznej metali*, Politechnika Lubelska, Lublin, 2013
9. Skubisz P., Sińczak J., Bednarek S., Łukaszek-Sołek A. *Technologie kucia matrycowego*, ARBOR FP, Kraków, 2010
10. Tomczak J., Bartnicki J. *Maszyny i urządzenia do obróbki plastycznej*, Politechnika Lubelska, Lublin, 2012
11. Dane z Internetu: <http://www.tomaco.pl>, (16.03.2015)
12. Meller A., Legutko S., Smolik J. *Badanie wpływu warstw hybrydowych na trwałość matryc do kucia na gorąco*, Archiwum Technologii Maszyn i Automatyzacji, 4(2010), s. 199-211
13. Budzyński A. *Krótki wstęp do zastosowania Metody Elementów Skończonych (MES) do numerycznych obliczeń inżynierskich*, dane z Internetu: <http://www.knse.pl/publikacje/65.pdf>(19.02.2015)
14. Łodygowski T., Kąkol W. *Metoda Elementów Skończonych w wybranych zagadnieniach mechaniki konstrukcji inżynierskich*, Politechnika Poznańska, Poznań 2003
15. Rusiński E., Czmochoowski J., Smolnicki T. *Zaawansowana metoda elementów skończonych w konstrukcjach nośnych*, Oficyna wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2000
16. Balonek K., Gozdur S. *Wprowadzenie do Metody Elementu Skończonego*, dane z Internetu: fatcat.ftj.agh.edu.pl/~i6balone/MES.pdf
17. Banas K. *Wprowadzenie do MES*, dane z Internetu: http://www.metal.agh.edu.pl/~banas/wprowadzenie_do_MES.pdf
18. Dane z oficjalnej strony internetowej Deform Simulation Software: <http://www.deform.com/products/deform-3d/>
19. Trębacz L. *Identyfikacja kryteriów pękania plastycznego w oparciu o wyniki badań doświadczalnych*, Rozprawa doktorska AGH, Kraków 2011

Fractographic examinations of the laptop hinge

Badania fraktograficzne zawiasu notebooka

Streszczenie

W pracy podjęto problem identyfikacji przyczyny uszkodzenia zawiasu pokrywy matrycy laptopa. Biorąc pod uwagę mechaniczne i materiałowe przyczyny wystąpienia awarii podjęto badania mające na celu określenie czy do uszkodzenia doszło z przyczyn powstałych w procesie produkcji czy niewłaściwego użytkowania. Przeprowadzono badania fraktograficzne umożliwiające identyfikację mechanizmów utraty spójności materiału na podstawie charakterystycznych cech przełomu, które wiążą się z mechanizmem pęknięcia, z torem pęknięcia i zachowaniem się materiału (odpowiedzią materiału) w procesie odkształcania i pęknięcia. Ponadto wykorzystano spektralną analizę chemiczną służącą do jakościowej i ilościowej oceny składu chemicznego uszkodzonego elementu. Obserwacja przy użyciu mikroskopów stereoskopowego i elektronowego dały możliwość identyfikacji struktury materiału oraz bardzo dokładną ocenę występującej wady. Ustalono, że przedmiot został wykonany metodą odlewania stopów metali lekkich, w tym przypadku stopu cynku z aluminium, co potwierdzają dane producentów oraz analiza składu chemicznego uszkodzonego elementu. Przeprowadzone badania wykazały, iż przełom został zapoczątkowany obecnością karbu. Wada ta powstała na etapie wytwarzania elementu doprowadzając do trwałego uszkodzenia przedmiotu. Ponadto, podczas demontażu uszkodzonej części zaobserwowano duży luz w elemencie

Abstract

This paper discusses the problem of identifying the cause of damage to the laptop's cover hinge. Considering defects of the material or mechanical background, a sequence of examinations was conducted to determine whether damage happened for reasons arising in the manufacturing process, the assembling process or the improper handling. Fractographic examinations enable the identification of mechanisms of the material cohesion losing based on characteristic features of the fracture which are connected with the mechanism of cracking, with the path of the crack and behaving of material (with reply of material) in the deforming and cracking process. Moreover a spectral chemical analysis, for a qualitative and quantitative evaluation of the chemical composition of the damaged element was used. Observation using stereoscopic microscopes and electron made it possible to identify the structure of the material and a very accurate assessment of defects occurring. It was established that the item was made by casting, and the fracture was initiated by the presence of the notch. This defect arose at the manufacturing process of the element which led to the permanent damage of the item. Moreover, during disassembly of the damaged part, large loose in the join of the damaged element to screws, was observed. This could lead for accelerated reveal of the defect, arising as a result of the usage, not necessarily wrong. The way of attachment could also suggest improper assembly of the elements.

¹zuzannastasiak@tlen.pl, Koło Naukowe Technologii Materiałów, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska, www.kntm.pollub.pl

²daniel.lukasik10@gmail.com, Koło Naukowe Technologii Materiałów, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska, www.kntm.pollub.pl

³m.szala@pollub.pl, Katedra Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska

⁴k.beer.lech@gmail.com, Katedra Inżynierii Mechanicznej i Automatyki, Wydział Inżynierii Produkcji, Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie

łączenia uszkodzonego elementu do pozostałych, tj. śruby. Mogło to prowadzić do przyspieszonego ujawnienia powstałej wady na skutek eksploatacji, niekoniecznie niewłaściwej. Sposób mocowania mógł też świadczyć o niewłaściwym montażu elementów.

Słowa kluczowe: fraktografia, struktura, analiza, przelom

Keywords: fractography, structure, analysis, fracture

1. Wstęp

W wielu konstrukcjach inżynierskich istnieje zapotrzebowanie na elementy łączące części danego mechanizmu i jednocześnie umożliwiające wzajemne poruszanie się. Taką funkcję spełniają zawiasy. Zawias umożliwia utworzenie ruchomego połączenia, w miejscach gdzie części mechanizmu poruszają się względem jednej osi, osi zawiasu [1]. Projektując taki mechanizm należy wziąć pod uwagę zakres ruchu danych elementów, obciążenia wywołane przez mocowane elementy, przeznaczenie i środowisko, w jakim dany mechanizm będzie pracował. Charakterystyka zawiasu obejmuje także jego odporność zmęczeniową i średnią ilość cykli jakie może wykonać zanim ulegnie uszkodzeniu.

Praca obejmuje badania przelomu zawiasu mocującego klapę matrycy do dolnej części obudowy laptopa. Według danych serwisowych, jest to jedna z najczęściej serwisowanych części całego układu mechanicznego laptopa. Związane jest to ze zmianą wartości naprężeń w elementach zawiasu powodowaną wielokrotnym otwieraniem i zamykaniem klapy matrycy. Uszkodzeniu może ulec część składowa zawiasu bądź fragment obudowy w miejscu łączenia. Zawiasy stosowane w komputerach przenośnych powinny charakteryzować się małą masą przy zachowaniu odpowiednich parametrów wytrzymałościowych, dlatego do ich wykonania używa się zwykle odlewów wykonywanych ze stopów metali lekkich takich jak: magnez, aluminium, cynk lub tytan. Spotyka się także zawiasy wykonane z tworzyw polimerowych. Zadaniem tego typu zawiasu matrycy komputera jest umożliwienie płynnego ruchu „z niewielkim oporem”, przy jednoczesnym zapewnieniu stabilnej pozycji matrycy (wyeliminowanie wahań) [2].

Celem pracy było określenie przyczyn uszkodzenia zawiasu komputera przenośnego. Wpływ warunków eksploatacji, geometrii elementu, składu materiału powiązано z technologią jego wykonania. Przeanalizowano wpływ wymienionych czynników na powstałe uszkodzenie zawiasu.

2. Materiały i metody

Przedmiotem badań był zawias mocowania matrycy komputera użytkowanego w warunkach domowych przez okres około 6 lat. Dokonano oceny

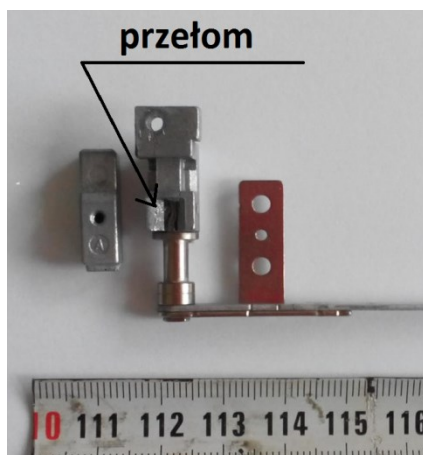
wizualnej elementu, zbadano skład chemiczny oraz wykonano badania fraktograficzne zawiasu w miejscu przełomu. Badania wykonano przy użyciu mikroskopu stereoskopowego Nikon typu SMZ 1500 oraz mikroskopu skaningowego Phenom World ProX.

2.1. Charakterystyka badanego elementu

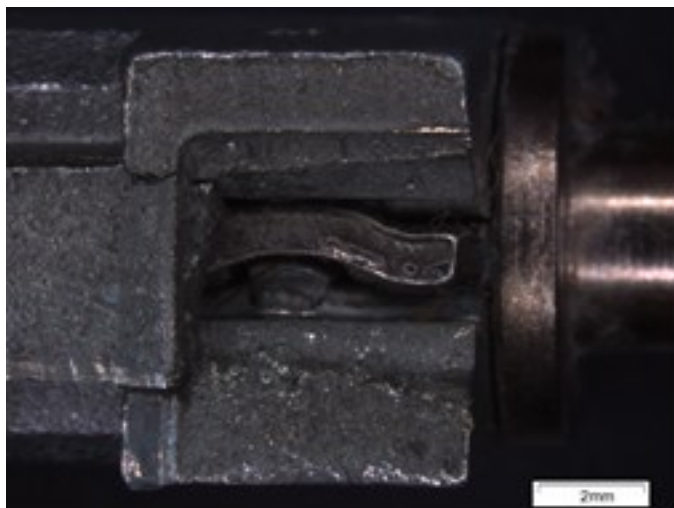
Badanym elementem był lewy uszkodzony zawias przenośnego komputera marki ASUS serii M51. Rys. 1 przedstawia fabrycznie nowy element, natomiast Rys. 2 oraz Rys. 3 ukazują uszkodzony zawias – strzałką zaznaczono przełom zawiasu w skali makroskopowej.



Rys. 1. Fabrycznie nowy element. Źródło: [3]



Rys. 2. Badany uszkodzony element. Źródło: Opracowanie własne



Rys. 3. Obraz przełomu wykonany na mikroskopie stereoskopowym Nikon SMZ 1500.
Źródło: Opracowanie własne

2.2. Analiza składu chemicznego

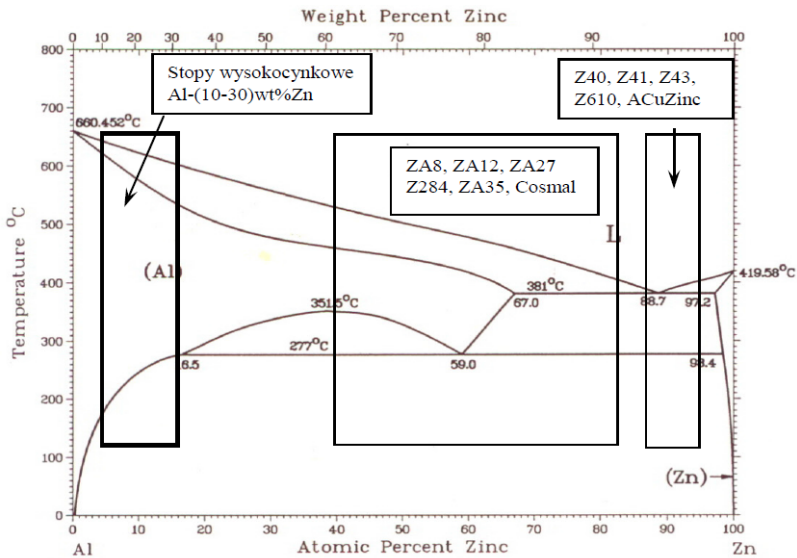
W celu oszacowania składu chemicznego materiału użyto mikroskopu skaningowego PhenomWorld Pro X, wyposażonego w moduł EDX, przy użyciu którego wykonano punktową analizę składu chemicznego. Wyniki analizy zawarto w tabeli 1.

Tabela 1. Skład chemiczny uszkodzonego elementu zawiasu

Pierwiastek	Udział masowy [%]	Odchylenie standardowe *2 [+/-]
Zn	82,50	0,37
Al	11,97	5,06
Cu	0,30	0,07
Fe	0,18	0,04
Mo	0,04	0,02
inne	reszta	—

Źródło: Opracowanie własne

Analiza składu chemicznego (Tabela 1) pozwoliła na ustalenie, że element został wykonany ze stopu cynku i aluminium. Wykryto również obecność miedzi, żelaza i molibdenu. Analiza układu równowagi cynk – aluminium (Rys. 4.) i danych literaturowych pozwoliły wysnuć przypuszczenie, że badany element mógł zostać wykonany ze stopu o składzie zbliżonym do materiału gatunku ZA12.



Rys. 4. Układ równowagi Zn-Al. Źródło [4]

Dodanie niewielkich ilości magnezu do stopów Zn-Al powoduje opóźnienie rozpadu eutektoidalnego fazy β , ale go nie zatrzymuje. Z kolei, dodatek miedzi przyspiesza rozpad. W stopach tych, oprócz rozpadu eutektoidalnego fazy β , zachodzi również proces wydzielania się bogatych w aluminium krystalitów β z przesyconego roztworu α . Przemiana ta zachodzi w temperaturze pokojowej w ciągu miesięcy a nawet lat i dlatego jest bardziej niebezpieczna w praktyce niż stosunkowo szybko przebiegający eutektoidalny rozpad fazy β . Procesowi wydzielania się krystalitów β z przesyconego roztworu α towarzyszą, w wyniku zmian parametrów sieciowych, zmiany wymiarów przedmiotów dochodzące do 0,15%. Stąd też wskazany jest dodatek miedzi do stopów Zn-Al. [4, 5]

Grupa materiałów zwana „znanami” – do której mógłby należeć badany stop, wykazuje skłonność do samorzutnego starzenia powodującego zmiany objętościowe i związaną z tym kruchość. Do zalet znali zalicza się łatwość, z jaką daje się spawać, lutować, niklować i chromować, również obrabiać ubytkowo [5, 6].

Wysokoalumiinowe stopy cynku znane są jako stopy o stosunkowo dobrych właściwościach wytrzymałościowych, tłumiących i tribologicznych. W tabeli 2 przedstawiono właściwości zaproponowanego stopu. Stopy te odlewane są grawitacyjnie, ciśnieniowo do zarówno do form trwałych jak i jednorazowych. W procesie odlewania grawitacyjnego stosuje się najczęściej formy ceramiczne, grafitowe, bądź metalowe. Odlewy z tych form charakteryzuje gruboziarnista struktura, uzyskana w czasie powolnego stygnięcia odlewu w formie. Strukturę tę można z powodzeniem rozdrobnić i uzyskać tą drogą podwyższone właściwości plastyczne. Zabieg rozdrabniania ziarna jest powszechnie stosowany w praktyce odlewniczej w celu poprawy właściwości odlewu, głównie wytrzymałościowych. Proces ten jest realizowany na ogół przez wprowadzenie do ciekłego stopu, przed jego odlaniem do formy, zaprawy modyfikującej rozdrabniającej ziarno [4, 7].

Tabela 2. Własności wytrzymałościowe odlewów stopu Zn-Al [8]

Właściwość	ZA 12 odlewany do form jednorazowych	ZA 12 odlewany do form metalowych	Jednostka
Wytrzymałość na rozciąganie	276-317	310-345	MPa
Granica plastyczności	214	269	MPa
Wydłużenie	1-3	1-3	%
Twardość	89-105	59-105	HRB
Moduł sprężystości	82,7	82,7	MPa x 10 ³
Współczynnik Poissona	0,30	0,30	-

2.3. Ocena fraktograficzna

Element został poddany ocenie makroskopowej w celu klasyfikacji rodzaju przelomu.

Przyjętych jest kilka zasad klasyfikowania złomów, najczęściej jednak klasyfikuje się złomy według budowy złomu, rodzaju obciążenia i mechanizmu rozwoju pęknięcia. Najstarszym i najprostszym podziałem jest podział na złomy kruche i plastyczne [9,10]:

- Pod pojęciem złomu kruchego rozumie się złom bez makroskopowych odkształceń plastycznych. Wywołuje go obciążenie w zakresie umownie sprężystym, które przekracza spójność materiału w płaszczyznach sieciowych. Pamiętać należy jednak, że na czole rozwijającego się pęknięcia kruchego w metalach zawsze istnieje lokalne odkształcenie plastyczne;
- Złom plastyczny lub złom ciągliwy jest poprzedzony makroskopowym odkształceniem plastycznym, wywoływanym przez całkowite poślizgi w płaszczyznach poślizgu przy wyższym oporze dekohezji w płaszczyznach łupliwości i na granicach ziaren.

Trudniej jest jednak właściwie określić złomy pośrednie – plastyczno-kruche. Niekiedy bardzo trudno jest dostrzec różnicę między utworzeniem uskoku a zerwu, zwłaszcza w przypadku pęknięć rozwijających się w równoległych płaszczyznach łupliwości położonych bardzo blisko siebie.

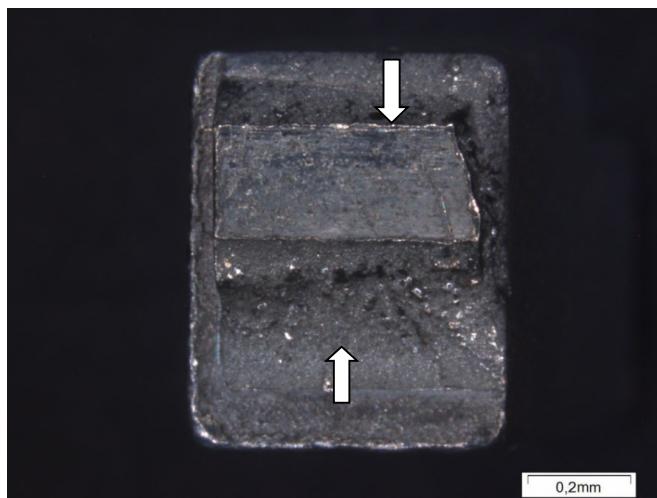
Ważnym aspektem powstawania przełomów jest zarodkowanie pęknięcia. Pękanie elementów konstrukcyjnych jest inicjowane często przez wady technologiczne, np. zawalcowania, zakucia, karby i nacięcia spowodowane niestaranną obróbką wiórową i inne lub uchybienia projektowe. Jednak pękanie metali zachodzi też bez obecności tych defektów. Na powstawanie pęknięć mają wpływ spiętrzające się pod wpływem naprężeń dyslokacje. Literatura wskazuje, że pod wpływem cyklicznych zmian naprężeń na powierzchni materiału tworzą się linie poślizgu, a wraz ze wzrostem liczby cykli przekształcają się w zmęczeniowe pasma poślizgu [10, 11].

Element badany poddawany został cyklicznemu zginaniu. W przełomach powstałych poprzez zginanie występują naprężania rozciągające, oraz ścisiskające. W odróżnieniu od typowych złomów powstałych w skutek rozciągania trójosiowego w przydatku zginania zniszczenie elementu rozpoczyna się od krawędzi rozciąganej, a nie od środka przekroju poprzecznego próbki.

Przedmioty będące w stanie kruchym poddawane zginaniu można całkowicie złamać. Z powierzchni powstałego przełomu możemy odczytać kierunek pęknięcia, wskazać występowanie wad materiałowych, a nawet określić strukturę. Do zainicjowania pęknięcia nie zawsze dochodzi w miejscu przyłożenia siły, często niszczenie elementu rozpoczyna się od miejsca występowania wad odlewniczych, zadrapań lub zanieczyszczeń. Odlewy metalowe cechuje znacznie niższa plastyczność w porównaniu do elementów wytwarzanych innymi technologiami. Jeżeli zginany element jest wykonany z materiału o stosunkowo niskiej plastyczności, możliwe nastąpić jego całkowite zniszczenie, które będzie jednak poprzedzało pewne odkształcenie plastyczne [11, 12].

Próbki zginane wyróżniają się charakterystycznym złomem, ponieważ podczas zginania następuje rozciąganie włókien zewnętrznych i ściskanie

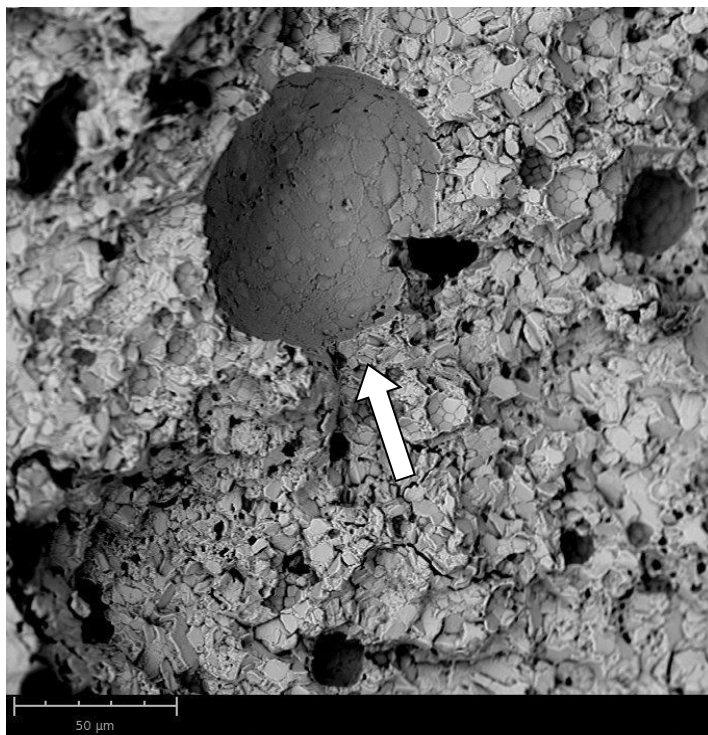
włókien wewnętrznych. Próbek w stanie bardzo plastycznym nie można doprowadzić do pęknięcia. Próbki łamane w stanie kruchym nie wykazują przewężenia. Na powierzchni złomów zmęczeniowych można rozróżnić trzy strefy. Inicjacja i rozprzestrzenianie się pęknięcia zaczyna się od brzegu rozciąganego przekroju próbki. Na powierzchniach próbek słabo plastycznych, przed wystąpieniem zniszczenia można pod mikroskopem zaobserwować liczne spękania [11, 13].



Rys. 5. Makrostruktura powierzchni przelomu z zaznaczoną porowatością. Zdjęcie wykonane na mikroskopie stereoskopowym Nikon SMZ 1500. Źródło: Opracowanie własne



Rys. 6. Makrostruktura powierzchni przelomu z zaznaczonym strzałką pęknięciem. Zdjęcie wykonane na mikroskopie stereoskopowym Nikon SMZ 1500. Źródło: Opracowanie własne



Rys. 7. Mikrostruktura powierzchni przełomu z zaznaczoną porowatością. Zdjęcie wykonane na mikroskopie skaningowym Phenom Pro-X. Źródło: Opracowanie własne

Zaznaczone białą strzałką pęknięcie (Rys. 6) rozpropagowało na kierunku naroża we wcięciu mocowania elementu w obudowie. Możliwe, że przyczyną takiej propagacji była geometria elementu oraz jego budowa mikrostrukturalna. Konstrukcję zawiasu cechuje obecność stosunkowo małych promieni zaokrągleń. Pęknięcie mogło być zainicjowane na skutek kumulowania się naprężeń w miejscu zmiany geometrii elementu – występowania karbu zewnętrznego. Na przełomie elementu (Rys. 7) można zidentyfikować występowanie porów oraz gruboziarnistą strukturę stopu.

3. Analiza wyników

Skład chemiczny materiału, z którego został wykonany zawias to stop cynku z aluminium, potocznie zwany znałem (Zn-Al). Jest to typowy stop odlewniczy stosowany na precyzyjne odlewy, uchwyty, zawiasy, klamki drzwi, panewki łożysk ślizgowych, gaźniki samochodowe i motocyklowe. Stop ten cechuje się wysoką podatnością na obróbkę plastyczną, posiada niską temperaturę topnienia, jest bardzo odporny na korozję (zarówno cynk jak

i aluminium wykazują wysokie właściwości antykorozyjne), niestety wykazuje niską wytrzymałość na rozciąganie [6].

Po dokładnej obserwacji makro i mikroskopowej powierzchni przelomu można stwierdzić, że pęknięcie miało ognisko w narożu, gdzie następowała zmiana kształtu i przekroju. Wpływ kształtu uwydatnia się przy nagłej zmianie przekroju poprzecznego. Występuje wówczas efekt działania karbu, który polega na spiętrzeniu naprężeń. Poziom spiętrzenia naprężeń uwzględnia się dla najbardziej osłabionego przekroju w konstrukcji [12]. Na propagację pęknięcia mogła mieć wpływ obecność niejednorodności strukturalnych materiału takich jak duża porowatość widoczna na przelomie elementu. Praktycznie wszystkie odlewnicze stopy cynku zawierają pewną porowatość. W stopach odlewanych ciśnieniowo, porowatość pochodzi z dwóch źródeł. Po pierwsze, wraz z obniżaniem temperatury podczas krystalizacji stopu zmniejsza się rozpuszczalność w gazów – mogą one wydzielać się i gromadzić w postaci pęcherzy. Po drugie, na skutek skurczu metalu i braku odpowiedniego zasilania odlewu [6].

Zgodnie z badaniami S.R.Casolco i inni, udział porowatości pomiędzy 1% do 5%, przy jednoczesnym niewielkim rozmiarze poszczególnych porów, nie wpływa znacząco na właściwości mechaniczne materiału. Ponadto ustalili oni, że rozkład porowatości jest co najmniej tak samo ważne jak jej udział procentowy. Zasugerować można, żeby projektanci i technolodzy powinni tak zaprojektować element oraz technologię produkcji, aby zapewnić odporność na powstawanie oraz gromadzenie się porów w krytycznych dla wytrzymałości elementu obszarach odlewów, w pozostałych regionach nie jest to tak ważne, przynajmniej nie ze strukturalnego punktu widzenia. Z kolei według badań B. Harriprashad'a i innych udział porowatości ma wpływ na ciągliwość, czyli jednocześnie na kruchość materiału, co ma znaczenie na proces występowania uszkodzenia i jego propagacji. Zależnie od temperatury w jakiej materiał poddawany jest obciążeniu mamy do czynienia z kruchością w niskich temperaturach, a w przypadku podwyższonych temperatur mówimy o podwyższonej ciągliwości. Podwyższony udział porów w materiale wpływa na zmniejszenie kruchości zarówno w niskiej jak i w wysokiej temperaturze pracy blisko dwukrotnie w porównaniu do materiału z nieznaną ilością porów [14,15,16]. Biorąc pod uwagę warunki eksploatacyjne elementu tj. wielokrotne cykle otwierania i zamykania pokrywy laptopa oraz analizując charakter przelomu, stwierdzono, że wskazują one na zmęczeniowy charakter pęknięcia, jak sugerują informacje zawarte w pracach [9, 10, 13].

4. Podsumowanie

W oparciu o wyniki badań i analizę literatury dokonano wstępnej identyfikacji składu chemicznego oraz przeanalizowano przyczyny uszkodzenia elementu zawiasu komputera przenośnego. Element został wykonany z odlewniczego stopu na osnowie cynku i aluminium. Ocena stanu powierzchni elementu oraz fakt wielkoseryjnej produkcji wyrobu potwierdzają, iż został on wykonany w technologii odlewania np. odlewania ciśnieniowego. Przełom elementu zaklasyfikowany został jako zmęczeniowy i jego przyczyną były warunki eksploatacji elementu takie jak cykliczność pracy (zamykanie i otwieranie pokrywy laptopa) oraz geometria elementu i występowanie karbu. Na obniżenie odporności zmęczeniowej miały wpływ zidentyfikowane niejednorodności materiałowe tj. pory. Pęknięcie propagowało z ogniska, którym było ostro zakończone naroże odlewu. Jak podaje literatura [9÷13] ostre krawędzie należy zaokrąglić – sprzyja to korzystniejszemu rozkładowi naprężeń i przeciwdziała pękaniu elementu w miejscu zmiany geometrii elementu. Modyfikacja konstrukcji odlewu, dodanie zaokrąglenia ostrego naroża mogło by wyeliminować działanie karbu i zabezpieczyć element przez zniszczeniem.

Literatura

1. *Pomoc online Solid Works. Wiązania zawiasowe*, dane z Internetu 02.03.2015: http://help.solidworks.com/2012/polish/SolidWorks/sldworks/t_Hinge_Mates_OH.htm
2. *Laptop dla biznesu. Na co zwracać uwagę*, dane z Internetu 02.03.2015: <http://www.mobimaniak.pl/114458/laptop-dla-biznesu-2013/>
3. Multo, Strona internetowa firmy, dane z Internetu 02.03.2015: <http://laptop-parts.pl/Asus-Zawiasy-F3-F3E-M51-M51A-M51V-M51S,p2.html>
4. Krajewski W. K. *Stopy Cynku z Aluminium, rodzaje, właściwości, zastosowanie*, AGH, Kraków 2013
5. Krajewski W. K. *Badanie mechanizmu heterogenicznego zarodkowania w wysokoaluminiowych stopach cynku modyfikowanych dodatkiem tytanu*, Monografia, AGH, Kraków 1996
6. Adamski C., Rządkosz S. *Metalurgia i odlewnictwo metali nieżelaznych*, AGH, Kraków 1996
7. Krajewski W. K. *Shaping structure and properties of high-zinc aluminium alloys*, AGH, Kraków 2010
8. *Gravity casting alloys*, dane z internetu 02.03.2015: <http://www.eazall.com/Gravity-Casting-Alloys>
9. Szala J., Boroński D. *Ocena stanu zmęczenia materiału w diagnostyce maszyn i urządzeń* Wydawnictwo Instytutu Technologii Eksploatacji – Państwowego Instytutu Badawczego, Bydgoszcz-Radom 2008
10. Drewnowski S. *Formy złomów i zniszczeń elementów konstrukcji metalowych*. Warszawa, 1969

11. Kocańda S. *Zmęczeniowe pękanie metali*, WNT, Warszawa 1985
12. *Wytrzymałość zmęczeniowa konstrukcji*, dane z Internetu 02.03.2015: http://www.jankowskimarek.ukw.edu.pl/jankowski/WYTRZYMALOSC_ZMECZENIOWA.pdf
13. Gardyński L. A., Szala M. *Uszkodzenia eksploatacyjne elementów pojazdów*, in: L. Gardyński, M. Szala (Eds.), *Wybrane zagadnienia z budowy i eksploatacji maszyn*, Politechnika Lubelska, Lublin, 2013: pp. 76-109
<http://bc.pollub.pl/Content/6036/budowamaszyn.pdf>
14. *Zinc diecasting alloys*, dane z Internetu 02.03.2015: <http://zinc-diecasting.ion-ainteractive.com/db-en/HTML/1-2.php>
15. Casolco S. R., Dominguez G., Sandoval D., Gara J. *Processing and mechanical behavior of Zn-Al-Cu porous alloys*, Department of Mechanical Engineering, University of California, Riverside, USA 2007
16. Harriprashad B., Courtney T. H., Lee J. K. *Porosity and tensile ductility in Al-Zn alloys* Metallurgical Transactions, March 1988, Volume 19, Issue 3, pp 517-52

SLS Technology - characteristics and application of selective laser sintering in biomedical engineering

Technologia SLS – charakterystyka i zastosowanie selektywnego spiekania laserowego w inżynierii biomedycznej

Streszczenie

Technologie szybkiego prototypowania (RP), oparte na projektowaniu i wytwarzaniu wspomaganym komputerowo są szeroko stosowane w tradycyjnych gałęziach przemysłu. Jednak ze względu na zdolność do dokładnego i precyzyjnego odwzorowywania zaprojektowanych elementów o różnych wymiarach i skomplikowanej geometrii są coraz częściej stosowane w dziedzinie inżynierii biomedycznej. Selektywne spiekanie laserowe (SLS) to uniwersalna technika RP, wykorzystująca wiązkę laserową do spiekania sproszkowanych materiałów i tworzenia obiektów trójwymiarowych. Dane do wytworzenia elementów zastępczych tkanek wynikają z możliwości obrazowania medycznego i przedstawiania wyników tych badań w formie cyfrowej. W tej pracy przedstawione zostały: ogólna klasyfikacja metod RP, idea i metodyka przeprowadzania spiekania laserowego, mechanizmy spiekania oraz zastosowanie elementów wytwarzanych tą technologią w inżynierii biomedycznej, zwłaszcza w produkcji scaffoldów, stosowanych jako rusztowanie dla hodowli tkankowych, implantologii stomatologicznej do wytwarzania protez szkieletowych i implantów zębowych, produkcji implantów tzw. „custom made” – dopasowanych indywidualnie do pacjenta oraz do wytwarzania modeli ćwiczeniowych, na których zespół chirurgów może ćwiczyć technikę operacyjną

Słowa kluczowe: Inżynieria biomedyczna, spiekanie laserowe, metalurgia proszków

Abstract

Rapid prototyping (RP) technologies, which are based on computer-aided design and computer-aided manufacturing, are widely employed in traditional industries. They are capable of achieving extensive and detailed control over the architecture of objects to be formed and therefore are increasingly used in the biomedical engineering field. Selective laser sintering (SLS), a versatile RP technique, uses a laser beam to selectively sinter powdered materials to form three-dimensional objects according to designs that can be based on data obtained from computer-based medical imaging technologies. In this article relating to biomedical applications, the principle, materials, machine modification, and parameter optimization for SLS are reviewed. Biomedical applications of SLS, especially in the fabrication of tissue engineering scaffolds and drug/biomolecule delivery vehicles, are presented and discussed. SLS exhibits great potential for many applications in biomedical engineering.

Keywords: Biomedical engineering, laser sintering, powders metallurgy

¹ a.mierzejewska@doktoranci.pb.edu.pl, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, www.pb.edu.pl

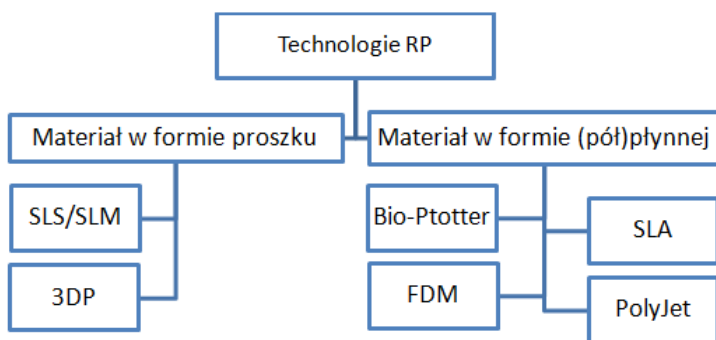
1. Formowanie przyrostowe

Prowadzenie prac konstrukcyjnych często wymaga stworzenia fizycznego, trójwymiarowego modelu projektowanego elementu. Tradycyjne metody przygotowywania prototypów i modeli są często bardzo drogie i czasochłonne. Pomocne w tym wypadku okazują się nowoczesne techniki prototypowania, określane mianem technologii *Rapid Prototyping* (ang. *RP*, szybkie prototypowanie).

Szybkie prototypowanie realizowane jest poprzez formowanie przyrostowe, które definiuje się jako zbiór metod opartych o technologie *CAD/CAM*, w których gromadzenie danych, ich przetwarzanie oraz proces wykonawczy wspomagane są komputerowo [1]. Koncepcja formowania przyrostowego polegała na podzieleniu wirtualnego modelu *3D* na szereg dwuwymiarowych warstw, które następnie odtwarzano w specjalistycznym urządzeniu służącym do prototypowania [2]. Dywagując na temat szybkiego prototypowania i formowania przyrostowego często można spotkać się z określeniem „technika addytywna”, ponieważ w przeciwieństwie do tradycyjnych metod, np. obróbki skrawaniem, w szybkim prototypowaniu mamy do czynienia z tworzeniem obiektów nie poprzez zdejmowanie (usuwanie) materiału, ale poprzez budowanie ich, warstwa po warstwie (ang. *layer by layer*). Istnieje wiele metod przyrostowego budowania modeli fizycznych. Do technicznie dopracowanych metod *RP* zalicza się [3]:

- stereolitografię (*stereolithography*);
- selektywne scalanie laserowe (SLS, ang. *Selective Laser Sintering*);
- zestalające utwardzanie podłoża (SGC, ang. *Solid Ground Curing*);
- wytłoczne osadzanie stopionego materiału (FDM, ang. *Fused Deposition Modeling*);
- wytwarzanie przedmiotów warstwowych (LOM, ang. *Laminated Object Manufacturing*);
- wytwarzanie strumieniem balistycznych kropelek materiału (*IJP*, ang. *Ink Jet Printing*);
- drukowanie przestrzenne (3DP, ang. *Three Dimensional Printing*).

Wymienione metody *RP* są przystosowane do pracy w technice trójwymiarowej i polegają na dodawaniu materiału w sposób punktowy (dyskretny lub ciągły), warstwowy lub powierzchniowy [4]. Elementy wytwarzane za pomocą technologii przyrostowych odznaczają się wysoką dokładnością kształtu i wymiarów, oraz dobrą jakością powierzchni. Metody *RP* są różnicowane ze względu na istotę ich działania, ze względu na przebieg realizowanego procesu w ramach konkretnej metody oraz stosowane w nich materiały. Na rys. 1 przedstawiony został podział metod szybkiego prototypowania uwzględniający rodzaj stosowanego materiału.



Rys. 1. Podział technologii RP ze względu na rodzaj stosowanego materiału [3]

2. Selekttywne spiekanie laserowe (*Selective Laser Sintering*)

Jedną z technologii przyrostowego wytwarzania modeli i prototypów jest selektywne spiekanie laserowe, polegające na łączeniu kolejnych warstw proszku przy użyciu wiązki światła laserowego. Zaletą wykorzystania tej metody jest możliwość uzyskania modelu o dowolnych, kształtach, bez konieczności doprowadzania materiału do stanu ciekłego [5].

Cały proces spiekania laserowego odbywa się w komorze roboczej maszyny wyposażonej w komputer sterujący procesem produkcji. Specjalistyczne oprogramowanie umożliwia kontrolę oraz regulację wartości ciśnienia oraz atmosfery panującej wewnątrz komory, w zależności od użytego materiału [5]. Proces ten przeprowadza się przy użyciu promieniowania laserowego z zakresu podczerwieni, którego źródłem jest laser CO₂ (10.6 μm) lub Nd:YAG (1.06 μm) [6]. Selektywne spiekanie laserowe polega na rozprowadzeniu cienkiej warstwy proszku na stole o regulowanym względem osi Z położeniu. Warstwa ta spełnia rolę podłoża dla powstającego przedmiotu. Wiązka laserowa prowadzona jest po powierzchni proszku zgodnie z wprowadzonymi wcześniej i odpowiednio skonfigurowanymi informacjami dotyczącymi kolejnych warstw poprzecznego przekroju przestrzennego obrazu przedmiotu [7]. Dobór odpowiednich parametrów wiązki laserowej pozwala na stopienie lub spieczenie w ściśle określonych obszarach cząsteczek proszku. Następnie konstrukcja platformy wraz ze stolikiem obniża się o zadaną wysokość (najczęściej o grubość jednej warstwy; 30-100 μm) w stosunku do pozycji poprzedniej i rozprowadzana jest kolejna cienka warstwa proszku [6]. Zbyt duża jego ilość zostaje odprowadzona do kuwety zbierającej znajdującej się poza platformą, na której odbywa się budowa przedmiotów, po czym ostrze wraca do pozycji pierwotnej. Laser po raz kolejny skanuje przekrój poprzeczny. Proces powtarzany jest aż do momentu uzyskania spójnego obiektu, zgodnie z danymi zawartymi w wygenerowanym pliku cyfrowym.

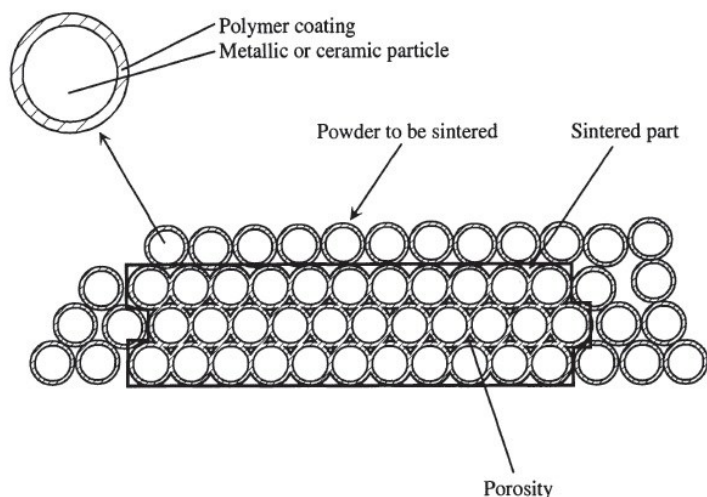
3. Mechanizmy procesu spiekania

W obrębie jednej z metod *Rapid Prototyping* jaką jest *SLS*, wyróżnić możemy dwa rodzaje spiekania laserowego: niebezpośrednie oraz bezpośrednie [8].

Niebezpośrednie selektywne spiekanie laserowe (*ISLS*, ang. *Indirecter SLS*) wykorzystuje metaliczny proszek pokryty polimerem o grubości 5 μm . Wiązka lasera spieka warstwę polimeru, natomiast ziarna metalicznego proszku pozostają w stanie niezmienionym. Element otrzymany tą metodą charakteryzuje się niskimi własnościami wytrzymałościowymi i dużą porowatością (nawet ponad 50%), dlatego konieczne jest poddanie go dalszej obróbce termicznej [8, 9].

Obróbka termiczna dzieli się na dwa etapy: usunięcie polimeru oraz infiltrację. Wysoka temperatura powoduje odparowanie polimeru. Dalszy wzrost temperatury prowadzi do powstania połączeń (szyjek) pomiędzy cząstkami metalu (spiekanie). Kolejnym etapem jest infiltracja, która polega na wypełnieniu porów pozostałych po wytopieniu polimeru metalem o niskiej temperaturze topnienia lub na dalszym procesie spiekania, aż do uzyskania pełnej gęstości [3]. Dodatkowo, jeśli pory wypełnione zostaną innym metalem infiltracja pozwala na wytworzeniu kompozytów o pożądanych właściwościach [9].

W przypadku bezpośredniego spiekania laserowego (*DSLS*, ang. *Direct SLS*), wiązka laserowa o wysokiej mocy działając na podłoże z proszku metalicznego prowadzi do jego bezpośredniego spieczenia [10]. Zaletą tego rodzaju selektywnego spiekania laserowego jest eliminacja kosztownej i czasochłonnej obróbki cieplnej. Technologia *DSLS* pozwala na zastosowanie mieszaniny różnych proszków o różnych właściwościach. Umożliwia spiekanie materiałów specjalistycznych o wysokich i unikalnych właściwościach: cermetali czy stopów na bazie kobaltu, niklu oraz tytanu [8]. Materiały te mają ściśle określone zastosowanie, co wiąże się z wysokimi temperaturami panującymi podczas procesu, naprężeniami oraz rygorystycznymi warunkami wpływającymi na oksydację lub korozję [9].



Rys. 2. Schemat przedstawiający spiekanie niebezpośrednie [9]

Spiekanie jest procesem konsolidacji wysokotemperaturowej (cieplnej), któremu poddawany jest luźno zasypyany proszek, w wyniku którego wraz z podniesieniem temperatury ulega obniżeniu entalpia swobodna układu, co powoduje zmniejszanie porowatości i zwiększenie gęstości materiału [11, 12]. Są to makroskopowe objawy spiekania, wynikające ze zmian zachodzących wewnątrz spieku. W procesie spiekania, mechaniczne połączenia między cząstkami proszku zostają przekształcone w połączenia metaliczne o większej wytrzymałości. Analizując teoretyczne aspekty procesu spiekania, należy uwzględnić siły napędowe oraz mechanizmy transportu materii [13÷15].

Spiekanie może przebiegać w fazie stałej i z udziałem fazy ciekłej [16]. Ilości fazy ciekłej jest ograniczona zachowaniem kształtu wyrobu podczas spiekania. Podczas spiekania w fazie stałej otrzymuje się zwykle spieki ceramiczne lub inne proste materiały metaliczne.

3.1. Spiekanie fazy stałej

Spiekanie fazy stałej w *SLS* (SSS, ang. *Solid-State Sintering*) jest procesem termicznym zachodzącym w temperaturach, w których zachodzi topienie materiału [3]. Podczas *SSS* mają miejsce różne procesy chemiczne oraz fizyczne, z których najbardziej istotnym jest proces dyfuzji. Powoduje to powstawanie połączeń w postaci szyjek pomiędzy sąsiednimi ziarnami proszku.

Główną zaletą *SSS* jest szeroka gama materiałów, które mogą być przetwarzane w ten sposób. Dopóki temperatura, wywołana padaniem wiązki lasera, jest

wystarczająco wysoka do dostarczenia niezbędnej energii kinetycznej aby doszło do umocnienia materiału na drodze dyfuzji cząsteczek [15]. Pomimo, że spiekanie fazy stałej w SLS jest procesem długotrwałym, to uprzednie podgrzanie podłoża umożliwi zwiększenie stopnia dyfuzji atomów oraz uzyskanie akceptowalnej szybkości skanowania laserem [7].

3.1.1. Spiekanie indukowane chemicznie

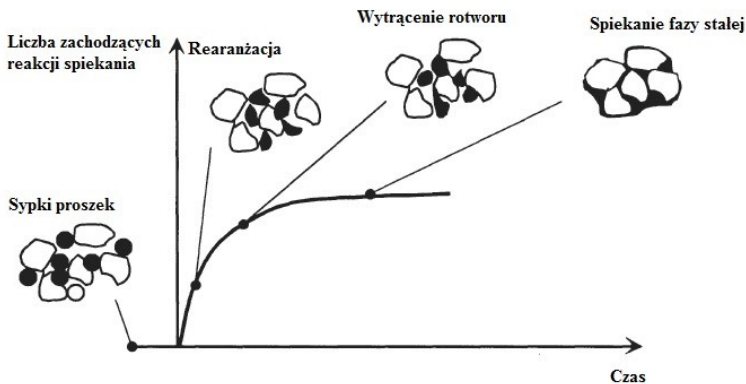
Proces chemicznie indukowanego spiekania zakłada wykorzystanie aktywowanych termicznie reakcji chemicznych pomiędzy dwoma rodzajami proszków lub między proszkiem i gazem atmosferycznym do wytworzenia produktu tych reakcji do łączenia cząsteczek materiału [3]. Ten mechanizm wykorzystywany głównie jest w przypadku materiałów ceramicznych. Przykładem reakcji pomiędzy proszkami i gazem jest laserowe spiekanie SiC przy obecności tlenu; gdzie tworzy się SiO_2 i łączy ze sobą kompozyt SiO_2 z SiC [14]. Dzięki dodaniu energii pochodzącej z reakcji chemicznej do energii lasera, struktury o wysokiej temperaturze topienia mogą być uzyskane przy relatywnie niskich energiach lasera.

Jedną z charakterystycznych cech, jaką odznacza się ten proces, to porowatość elementu. Stąd, aby otrzymać większą gęstość, potrzebna jest obróbka wysokotemperaturowa w piecu lub infiltracja, co wpłynie na wzrost parametrów wymaganych przy większości zastosowań. Infiltracja może oznaczać użycie reaktywnych elementów i powstanie nowej chemicznej kompozycji. Niestety, koszty oraz czas związany z obróbką po procesie ograniczają komercyjny użytek tej metody w większości maszyn [3].

3.2. Spiekanie fazy ciekłej

Pod nazwą spiekania fazy ciekłej (LPS, ang. *Liquid-Phase Sintering*) zawiera się kilka rodzajów procesów technologicznych. Większość z tych technologii łączy użycie strukturalnego materiału pozostałego przez cały czas trwania spiekania oraz materiału służącego za spoiwo, będącego doprowadzonym do fazy ciekłej. W niektórych przypadkach faza stała i płynna pochodzą od tego samego materiału [7]. LPS jest podstawowym mechanizmem łączenia cząsteczek mieszaniny proszków, w momencie skanowania laserowego powierzchni podłoża, polegającego na doprowadzeniu składnika, o niższej temperaturze topienia, do postaci cieczy podczas, gdy drugi pozostaje w stanie niezmiennym. Spajanie się cząsteczek oparte jest na siłach kapilarnych, które mogą być bardzo duże. Dzięki wykorzystaniu tej metody uzyskuje się przedmioty o dużej gęstości, często zbliżonej do maksymalnej, w bardzo krótkim czasie [15]. Ponieważ dyfuzja w cieczach zachodzi szybciej niż w ciałach stałych, pojawienie się fazy ciekłej przyspiesza zjawisko spie-

kania na skutek szybszego wiązania i gęstnienia. Znaczącym czynnikiem decydującym o stopniu spieczenia jest napięcie powierzchniowe. W pierwszym etapie tego procesu cząsteczki proszku o mieszanym składzie są ogrzewane do temperatury, w której zaczyna wydzielać się faza płynna. Ponieważ nagrzewanie proszkowego podłoża przez laser odbywa się w ekstremalnie krótkim czasie, dyfuzja fazy stałej nie prowadzi do densyfikacji przed pojawieniem się pierwszych śladów cieczy. Poprzez to możemy wyróżnić trzy etapy następujące po wydzieleniu się fazy ciekłej: rearanżacja, ponowne wytrącenie roztworu i spiekanie fazy stałej [10].



Rys. 3. Etapy LPS [10]

3.3. Materiały metaliczne stosowane w technologii SLS

Z reguły wszystkie materiały, które dają się rozpuszczać pod wpływem działania wiązki lasera, mogą być wykorzystywane w technologii SLS. W dzisiejszych czasach selektywne spiekanie laserowe umożliwia użycia bardzo szerokiej gamy materiałów w postaci sproszkowanej i ich stopów lub mieszanin. Do materiałów metalicznych stosowanych w tej technologii zalicza się: stale, super-stopki na bazie niklu, tytan i jego stopy, metale trudno topliwe, stopy niklu z brązem materiały cermetowi, stopy kobalt-chrom-molibden, stopy miedzi.

Duży wysiłek został poświęcony na rozwój dostępności proszków do użycia w procesie laserowego ich spiekania. Pierwszym napotkanym problemem był ekstremalnie krótki czas interakcji lasera z podłożem proszkowym w momencie skanowania. Sypki proszek w przeciągu zaledwie milisekund musi zostać doprowadzony do postaci o trwałej strukturze. Dochodzi do tego podczas budowy elementu przy spiekaniu z wykorzystaniem pojawienia się fazy ciekłej. Gdy laser przemieszcza się nad powierzchnią proszku usypanego na platformie, w miejscu padania wiązki drobinę metalu są nadtapiane,

co powoduje powstanie międzycząsteczkowych połączeń szybkowych. Kolejną niedogodnością jest uzyskanie stabilności geometrii oraz wymiarów w trakcie spiekania. Jako że modele budowane są dzięki spiekaniu następujących po sobie warstw materiału, kurczenie się części może wpływać na niedostateczne łączenie krawędzi oraz tych warstw. Pierwsze próby selektywnego spiekania jednofazowych metali zakończyły się fiaskiem z powodu zbrylania. W momencie tworzenia się fazy ciekłej na skutek oddziaływania wiązki lasera, stopiony proszek natychmiast formuje struktury sferyczne o średnicy niemal identycznej jak średnicy laserowego promienia zamiast łączenia się z proszkiem spieczonym poniżej. Uniknąć tego można dzięki zmianie ustawień parametrów procesu, czyli zwiększeniu mocy przy obniżonej prędkości skanowania.

W celu zniwelowania tendencji do sferoidyzacji cząsteczek proszku, opracowano metodę z wykorzystaniem metali dwufazowych. Podobnie jak w przypadku spiekania fazy ciekłej, podłoże zawiera przynajmniej dwa składniki o wyraźnie różniących się temperaturach topienia. Podczas punktowego oddziaływania lasera na warstwę proszku, doprowadza się do topienia materiału łatwiej topliwego. Utworzona ciecz zwilża przez co łączy z cząsteczkami proszku o wyższej temperaturze topienia. Używając kombinacji metali, łączenie się partykuł zależy od lepkości cieczy zakładając, że materiały są tak dobrane, aby zaszło międzycząsteczkowe zwilżanie. Co więcej, skłonność do zbrylania jest kontrolowana poprzez lepkość mieszaniny faz stałej z ciekłą, która wzrasta w następstwie utrzymywania się cząsteczek w stałej postaci w gromadzącej się fazie płynnej. A zatem aby uniknąć sferoidyzacji, bardzo istotne jest dostosowanie ilości fazy stałej. Ponieważ zwilżanie jest kluczowe do zajścia połączenia się składników zawierających się w podłożu, powinno zachodzić w bardzo krótkim okresie działania wiązki lasera.

Dla binarnych układów metali do uzyskania optymalnej gęstości elementu, proces SLS musi odznaczać się następującymi charakterystykami:

dla fazy stałej:

- odpowiedni rozmiar cząsteczek proszku;
- wysoka energia powierzchniowa;
- dobre sprzężenie lasera.

dla fazy ciekłej:

- wysoka energia powierzchniowa;
- niski współczynnik rozpuszczalności fazy stałej;
- brak lotnych komponentów [4].

4. Zastosowanie SLS w Inżynierii Biomedycznej

Wykorzystanie *SLS* w medycynie już na wczesnym etapie rozwijało się w zaskakującym tempie. Technologia ta znalazła zastosowanie w chirurgii, ortopedii, rekonstrukcjach dentystycznych, wytwarzaniu protez szkieletowych w inżynierii tkankowej, czy chociażby w celach dydaktycznych lub badawczych [17]. Co więcej, zdobyła powszechną akceptację, uznanie i odgrywa coraz bardziej znaczącą rolę w rozwiązywaniu skomplikowanych przypadków [18]. Użycie technologii *SLS* do wyrobu modeli wykorzystywanych w bioinżynierii umożliwia produkcję wyrobów medycznych zgodnie z oczekiwanymi i wymaganymi wymiarami oraz właściwościami. Długotrwała stabilność spiekanych laserowo elementów zapewnia utrzymanie ich geometrii przez długi czas. Obecnie możliwe jest spiekanie jednego lub więcej rodzajów proszków o właściwościach biokompatybilnych, akceptowalnych przez organizm ludzki przy zachowaniu odpowiednich wytrzymałości i gęstości [19, 24].

W przypadku scaffold'ów wykorzystywanych w inżynierii tkankowej, pomimo dużej ilości dostępnych technik ich otrzymywania, produkowane dzięki zastosowaniu selektywnego spiekania laserowego charakteryzują się one odpowiednimi parametrami dotyczącymi struktury, porowatości, przepuszczalności oraz wskaźnikiem powtarzalności [20]. Dodatkowo, pozytywnym aspektem użycia *SLS* do produkcji konstrukcji stymulujących tkankę kostną do wzrostu jest zapobieganie powstawaniu naprężeń czy pojawianiu się stanów zapalnych, ze względu na niestosowanie toksycznych rozpuszczalników, tak jak to ma miejsce w przypadku konwencjonalnych metod [11].

SLS, jako metoda otrzymywania koron i mostów dentystycznych, jest świetną alternatywą dla tradycyjnych technik takich, jak odlewanie [21, 25]. Wykorzystuje się do tego sproszkowany stop Co-Cr o średnicy 3-14 mikronów. Przewagę daje pominięcie takich czynności jak usuwanie materiału z form i ich oczyszczanie. Cały proces sprowadza się do zaangażowania skanera 3D oraz oprogramowania *CAD*, co umożliwia kontrolę procesu wirtualnego modelowania konstrukcji. Edytować można zarówno wymiary i grubość zwieńczenia, czy cementu oraz wygląd przęsła mostu. Do tego poddać je można standaryzowaniu w tym procesie technologicznym. Co więcej, proces selektywnego spiekania laserowego zapewnia wysoką precyzję i jakość wykonania. Wartą odnotowania jest eliminacja błędów, do których powszechnie dochodzi w przypadku tradycyjnych technik produkcji. W przypadku *SLS*, wyrób nawet większej serii elementów nie stanowi przeszkody. Pozwala na produkcję nawet 20-krotnie większej ilości implantów dentystycznej o wysokiej jakości i gęstości, co decyduje o zdecydowanie większej wydajności. W przeciwieństwie do odlewania jest bardziej przewidywalna jeżeli chodzi o odkształcenia dzięki ulepszonej kontroli geometrii [18].

Popularnym zjawiskiem w ostatnich latach jest stosowanie przez chirurgów prototypów implantów zrobionych z materiałów giętkich. Przykładem może być siatka tytanowa, którą stosuje się do łączenia kości twarzoczaszki [22]. Pomimo że materiał ten jest łatwo odkształcalny, wymaga użycia narzędzi do odpowiedniego dopasowania i ukształtowania modelu odwzorowującego geometrię kości pacjenta. Taki „trening” umożliwia zminimalizowanie pracy wykonywanej podczas operacji, ale też ujawnienie nieprzewidzianych wcześniej problemów, które mogą zaburzyć pracę zespołu chirurgów już w trakcie operacji i optymalizację siatki właściwej, której grubość i geometria mogą zostać poddane modyfikacji na podstawie wskazówek chirurga.

Obecnie wiele protez znajdujących się w użyciu składa się z komponentów modułowych, co umożliwia dopasowanie implantu do potrzeby danego pacjenta. Należy jednak wziąć pod uwagę, że znaczna część pacjentów po przebyciu procesu chorobowego ma zniekształcone stawy i kości. W takiej sytuacji trudno jest ze standardowego zbioru modułów wybrać taki, który będzie odwzorowywał geometrię tkanki. Wyższy komfort oraz poprawę działania uzyskać można, gdy elementy są dopasowane indywidualnie, na bazie danych bezpośrednich uzyskanych na drodze badania pacjenta za pomocą dostępnych metod obrazowania (tomografia komputerowa, rezonans magnetyczny) [26]. Jako przykład może posłużyć panewka stawu biodrowego, którą, według wskazań lekarskich, zastępuje się sztucznym elementem w trakcie endoprotezoplastyki [23]. Podczas gdy standaryzowany proces przywraca funkcjonalność stawu, nieodpowiednie dopasowanie panewki zazwyczaj objawia się w postaci dolegliwości bólowych i ograniczenia ruchomości w stawie. Technologia *SLS* pozwala zniwelować ten problem poprzez umożliwienie precyzyjnego odwzorowania geometrii zastępowanej tkanki [20].

Zastosowanie proszków metali dostarcza wyraźnych korzyści w technologii *SLS*. Otrzymywane elementy nie są idealnie gładkie, a charakterystyczna delikatna chropowatość może być korzystna, jeśli chcemy doprowadzić do zrośnięcia się powierzchni implantu z otaczającą go tkanką kostną – jest to tak zwany proces osteointegracji. Gładkie powierzchnie na przegubach i w miejscach łączenia modułów mogą być otrzymane dzięki dodatkowemu polerowaniu lub zastosowaniu dodatkowej powłoki. Wykorzystując addytywne techniki do budowy modeli z proszków metali możliwe jest wytworzenie elementu o dowolnej geometrii, rozmiarze i chropowatości [22, 23].

5. Podsumowanie

Technologie addytywnej budowy modeli pozwalają na korzystanie z bardzo złożonej geometrii *CAD*. Wyliminowana zostaje konieczność składania działającej części z dużej ilości drobnych elementów – uzyskujemy gotowy, nadający się do demontażu podzespół, w jednym procesie, w jednym przebiegu maszyny (nie licząc ewentualnego usunięcia podpór i późniejszej obróbki wykańczającej). Co istotne, technologie te pozwalają inżynierom na projektowanie nieograniczone możliwościami wytwórczymi czy technologicznymi dostępnymi w danych zakładach. Mogą skupić się na rozwijaniu nowych koncepcji bez obaw, że ich pomysł w postaci cyfrowego modelu *3D*, nie będzie mógł zostać urzeczywistniony.

Główną zaletą tej technologii jest stosunkowo wysoka wytrzymałość uzyskanych części, a także – szeroki zakres możliwych do zastosowania materiałów. Również jakość uzyskanych elementów jest bardzo wysoka co jest związane z tym, iż proces spiekania laserowego przebiega w atmosferze ochronnej gazu obojętnego oraz przebiega bez zastosowania tygli odlewniczych dając element pozbawiony domieszek oraz ubocznych efektów spalania.

Technologie zaliczane do *Rapid Prototyping*'u wchodzą właśnie w trzecią dekadę ich komercyjnego użytku. W tym czasie nastąpiło wiele wyraźnych zmian prowadzących do poprawy w zakresie jakości powierzchni, dokładności wymiarów, właściwości mechanicznych, zwiększenia zastosowalności oraz redukcji kosztów produkcji elementów wytwarzanych tymi metodami. Bardzo istotnym problemem jest uzyskanie dużej dokładności zaprojektowanych modeli. Dlatego wiąże się to z posiadaniem lasera o odpowiednich parametrach, Biorąc pod uwagę złożoność, kompleksowość poszczególnych urządzeń ich obsługa oraz eksploatacja może wiązać się z dodatkowymi czynnościami, obsługą czy sposobem serwisowania. Ważnym czynnikiem jest również używane oprogramowanie oraz jego aktualizacja. Pozwala to na zastosowanie zaawansowanych ustawień parametrów technologicznych procesu, a co za tym idzie – większa wszechstronność zastosowań.

Podziękowania

Acknowledgements: This scientific work was supported by the Faculty of Mechanical Engineering, Białystok University of Technology, project No MB/WM/14/2014.

Literatura

1. Miecielica M. *Analiza wybranych metod szybkiego prototypowania*, PW IIPiB, Warszawa 2007
2. Ruszaj A. *Niekonwencjonalne metody wytwarzania elementów maszyn i narzędzi*, IOS, Kraków 1999
3. Gibson I., Rosen D. W., Stucker B. *Additive Manufacturing Technologies. Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing*, Springer, New York 2010
4. Cooper K. *Rapid prototyping technology – selection and application*, Marcel Dekker, New York 2001
5. Kumar S. *Selective Laser Sintering: A Qualitative and Objective Approach*, JOM, Springer-Verlag 2003, t. 55, nr 10, str. 43-47
6. Simchi A., Pohl H. *Effects of laser sintering processing parameters on the microstructure and densification of iron powder*, Materials Science & Engineering: A, Elsevier 2003, nr 359, str. 119-128
7. Ghanekar A., Crawford R. *Optimization of SLS Process Parameters using D-Optimality*, Douglas Watson National Instruments Inc, Austin, TX 1992, str. 348-362
8. Senthilkumaran K., Pandey P. M., Rao P. V. M. *Influence of building strategies on the accuracy of parts in selective laser sintering*, Materials and Design, 2009, nr 30, str. 2946-2954.
9. Lu L., Fuh J. Y. H., Wong Y. S. *Laser-induced materials and processes for rapid prototyping*, Springer Science & Business Media, 2010, str. 89-142
10. Wang X. C., Laoui T., Bonse J., Kruth J. P., Lauwers B., Froyen L. *Direct Selective Laser Sintering of Hard Metal Powders: Experimental Study and Simulation*, The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2002, nr 19, str. 351-357
11. Dobrzański L. A. *Wprowadzenie do nauki o materiałach*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007
12. Bednarczyk I., Lesz S., Puchała M., Szczucka-Lasota B., Warchoła A. *Nauka o materiałach i mechanika*, Wyższa Szkoła Zarządzania Ochroną Pracy, Katowice 2010
13. Szucki T. *Inżynieria Materiałowa: materiałoznawstwo*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1999
14. Storch S., Nellessen D., Schaefer G., Reiter R. *Selective laser sintering: qualifying analysis of metal based powder systems for automotive applications*, Rapid Prototyping Journal, 2003, nr 9, str. 240-252
15. Kruth J. P., Mercelis P., Froyen L., Rombouts M. *Binding Mechanisms in Selective Laser Sintering and Selective Laser Melting*, 15th Solid Freeform Fabrication Symposium, 2004
16. German R.M. *Sintering Theory and Practice*, John Wiley and Sons, New York, 1996
17. Smith M. A. *Preliminary experience with medical applications of rapid prototyping by selective laser sintering*, Med. End. Phys. 1996, nr 19, str. 90-96

18. Bagaria V., Rasalkar D., Bagaria S. J., Ilyas J. *Medical Applications of Rapid Prototyping – A New Horizon*, Advanced Applications of Rapid Prototyping Technology in Modern Engineering, 2011
19. Miecielica M.: *Rapid prototyping – metody i możliwości zastosowania w inżynierii biomedycznej*, AGH, Kraków 2009
20. Tan K. H., Chua C. K., Leong K. F., Cheah C. M., Cheang P., Abu Bakar M. S., Cha S. W. *Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone-hydroxyapatite biocomposite blends*, Biomaterials, 2013, nr 24, str. 3115-3123
21. Gibson I., Cheung L. K., Chow S. P., Cheung W. L., Beh S. L., Savalani M., Lee S. H. *The use of rapid prototyping to assist medical applications*, Rapid Prototyping Journal, 2006, nr 12
22. Torres K., Staśkiewicz G., Śnieżyński M., Drop A., Maciejewski R. *Application of rapid prototyping techniques for modelling of anatomical structures in medical training and education*, Folia Morphol, Via Medica, 2010, nr 70, str. 1-4
23. Williams J. D., Deckard C. R. *Advances in modelling the effects of selected parameters on the SLS process*, Rapid Prototyping Journal, 1998, tom 4, nr 2, str. 90-100
24. Mazzoli A. *Selective laser sintering in biomedical engineering*, Med. Biol. Eng. Comput., 2013, str. 245-256
25. Gibson I., Shi D. *Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process*, Rapid Prototyping Journal, 1997, tom 3, nr 4, str. 129-136