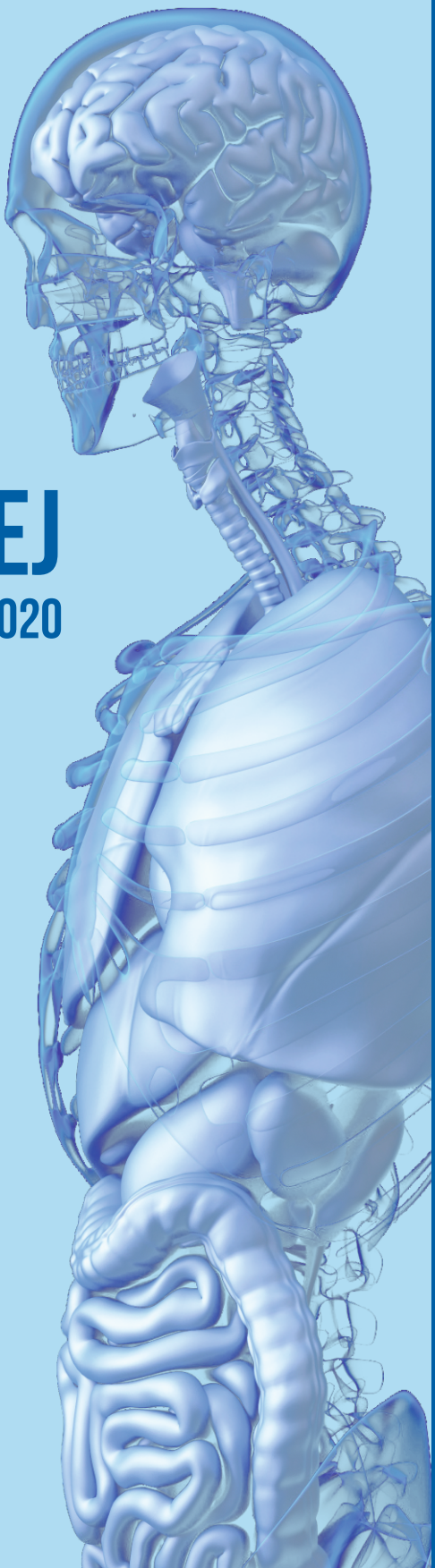
AKTUALNE PROBLEMY INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ

PRACE MŁODYCH BADACZY 2020

POD REDAKCJĄ NAUKOWĄ
SZCZEPANA PISZCZATOWSKIEGO
JOLANTY PAUK
ZBIGNIEWA OKSIUTY



Politechnika Białostocka
Białystok 2020

AKTUALNE PROBLEMY INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ

Prace młodych badaczy 2020

pod redakcją naukową
Szczepana Piszczatowskiego
Jolanty Pauk
Zbigniewa Oksiuty

Politechnika Białostocka
OFICYNA WYDAWNICZA POLITECHNIKI BIAŁOSTOCKIEJ
BIAŁYSTOK 2020

Pod redakcją naukową:
Szczepan Piszczatowski, Jolanta Pauk, Zbigniew Oksiuta

Recenzenci:
dr hab. inż. Robert Michnik, prof. Pol. Śl.
dr hab. inż. Marek Pawlikowski, prof. PW

Redaktor naukowy dyscypliny inżynieria biomedyczna:
prof. dr hab. inż. Jan Ryszard Dąbrowski

Redaktor wydawnictwa:
Katarzyna Duniewska

Redakcja techniczna, skład, grafika i okładka:
Marcin Dominów
Zdjęcie na okładce: www_slon_pics
https://pixabay.com/pl/illustrations/anatomiczne-anatomia-cia%C5%82a-jelita-2261006

© Copyright by Politechnika Białostocka, Białystok 2020

ISBN 978-83-66391-45-1
ISBN 978-83-66391-46-8 (eBook)
DOI: 10.24427/978-83-66391-46-8

Publikacja jest udostępniona na licencji
Creative Commons Uznanie autorstwa-Użycie niekomercyjne-Bez utworów zależnych 4.0
(CC BY-NC-ND 4.0).
Pełną treść licencji udostępniono na stronie
creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode.pl.
Publikacja jest dostępna w Internecie na stronie Oficyny Wydawniczej PB.

Druk: PARTNER POLIGRAFIA Andrzej Kardasz

Oficyna Wydawnicza Politechniki Białostockiej
ul. Wiejska 45C, 15-351 Białystok
tel.: 85 746 91 37
e-mail: oficyna.wydawnicza@pb.edu.pl
www.pb.edu.pl

Spis treści

Wprowadzenie 5

Rozdział 1
Procesy niszczenia korozyjnego wybranych stopów implantacyjnych w warunkach frettingu 7

Rozdział 2
Wpływ parametrów procesu topienia laserowego oraz mikrostruktury i jej defektów na mechaniczne właściwości stopu Ti6Al4V scalanego wiązką lasera – studium literaturowe 26

Rozdział 3
Wpływ parametrów spiekania na strukturę β-fazowych stopów Ti-xMo-3Fe 43

Rozdział 4
Wpływ parametrów mechanicznej syntezy na strukturę i odporność korozyjną spiekanej bezniklowej stali austenitycznej 55

Rozdział 5
Właściwości mechaniczne warstwy wierzchniej kompozytowych materiałów stomatologicznych poddanych testom tribologicznym 66

Rozdział 6
Przegląd konstrukcji oraz propozycja autorskiego urządzenia pionizujacego w dziecięcym porażeniu mózgowym 80

Rozdział 7
System do przestrzennej oceny równowagi człowieka – prototyp i badania wstępne 94

Rozdział 8
Ocena wpływu defektu żuchwy oraz sposobu jego uzupełnienia implantacyjnego na stan wytężenia kości żuchwy 113

Rozdział 9
Badania zależnosci parametrów biochemicznych i klinicznych pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów 127

Rozdział 10
Termografia pasywna w diagnozowaniu
reumatoidalnego zapalenia stawów 137

Rozdział 11
Analiza danych medycznych w oparciu
o zaawansowane badania eksploracyjno-statystyczne 153

Wprowadzenie

Inżynieria biomedyczna to z pewnością jedna z najważniejszych dyscyplin naukowych przełomu XX i XXI wieku. Jej powstanie i dynamiczny rozwój są odpowiedzią na potrzeby współczesnej medycyny, którą trudno sobie wyobrazić bez coraz bardziej zaawansowanej aparatury diagnostycznej, sztucznych narządów, implantów, komputerowo wspomaganego planowania leczenia, telediagnostyki i szeregu innych rozwiązań technicznych. Połączenie inżynierii z biologią i medycyną przyczyniło się do opracowania rewolucyjnych i ratujących życie koncepcji – poczynając od zaawansowanej protetyki czy konstrukcji robotów chirurgicznych, po coraz bardziej futurystyczne technologie oparte na inżynierii komórek macierzystych czy technologii „drukowania" narządów. Rozwiązania te gruntownie zmieniły podejście do diagnostyki i terapii, wydłużając długość i jakość ludzkiego życia.

Fakt, że w ostatnich dekadach obserwujemy spektakularny postęp w tej dziedzinie jest w znacznej mierze zasługą badań podstawowych i prac rozwojowych prowadzonych przez interdyscyplinarne zespoły naukowe. Właśnie ta interdyscyplinarność oraz umiejętność łączenia odmiennego spojrzenia na problem czy stosowania różnych metod i narzędzi badawczych są najbardziej charakterystycznymi cechami inżynierii biomedycznej. Z jednej strony stanowią one o sile i potencjale rozwojowym tej dyscypliny, ale z drugiej są niezwykle trudnym wyzwaniem. Praca w zespole złożonym z inżynierów, lekarzy, biologów, a często także przedstawicieli wielu innych dyscyplin wymaga pokonania licznych barier. Nie ma jednak wątpliwości, że bez komplementarnego łączenia zdobyczy medycyny, biologii i techniki, a w szczególności elektroniki, nauki o materiałach, technik wytwarzania, mechaniki, informatyki, inżynierii tkankowej dalszy postęp w obszarze inżynierii biomedycznej nie będzie możliwy.

W rozwiązywaniu problemów współczesnej medycyny inżynierowie biomedyczni wykorzystują własną kreatywność do kształtowania przyszłości. W przemyśle wprowadzają innowacje, projektują i rozwijają nowe technologie; w środowisku akademickim prowadzą badania i przesuwają granice możliwości medycyny, a także testują, wdrażają i opracowują nowe narzędzia diagnostyczne oraz sprzęt medyczny; w instytucjach rządowych określają normy bezpieczeństwa dla wyrobów medycznych.

Niniejsza monografia stanowi przegląd rozwiązań będących przedmiotem prac młodego pokolenia inżynierów biomedycznych w ciągu ostatnich kilku lat. W obszarze zainteresowań znalazły się urządzenia diagnostyczne i terapeutyczne, rozwiązania materiałowe przeznaczone do zastosowań medycznych, badania numeryczne

i eksperymentalne, a także zagadnienia z zakresu biochemii oraz diagnostyki obrazowej. Poszczególne rozdziały pozwalają zidentyfikować kierunek postępu technologii medycznej i rolę inżynierów biomedycznych jako członków zespołu opieki zdrowotnej, którzy poszukują nowych rozwiązań dla trudnych problemów współczesnego społeczeństwa.

Rozdział 1
Procesy niszczenia korozyjnego wybranych stopów implantacyjnych w warunkach frettingu

Marcin KLEKOTKA[*], *Jan R. DĄBROWSKI*[**]

1.1. Wprowadzenie

Rosnące wymagania związane z poprawą jakości życia i zaspokojenia oczekiwań pacjentów narzucają konieczność szerszego zastosowania implantów w praktyce klinicznej. Wiąże się to z ciągłą modyfikacją aktualnych rozwiązań konstrukcyjnych oraz poszukiwaniem nowych, spełniających podstawowe warunki odnośnie biofunkcjonalności i biotolerancji. Niemniej istotna jest również wysoka odporność na zużycie. Ma to kluczowe znaczenie przy projektowaniu konstrukcji medycznych.

Istnieje wiele prac badawczych związanych z niszczeniem biomateriałów. Większość z nich dotyczy zużycia tribologicznego [1, 2] lub korozyjnego [3–5], zwykle analizowanych jako osobne procesy. Coraz więcej danych można znaleźć także na temat frettingu [6, 7]. Jest to złożony proces tarcia w warunkach mikroprzemieszczeń, w którym dochodzi do jednoczesnego nakładania się czterech głównych mechanizmów zużycia: adhezyjnego, zmęczeniowego, ściernego i korozyjnego [8]. Zużycie frettingowe rozwija się szczególnie intensywnie w obszarach mikrokontaktów elementów zespalających. Przykładem są nominalnie nieruchome połączenia części protez, zespoleń kostnych, implantów lub systemów ortodontycznych. Konstrukcje te cechuje wysoka złożoność, a ilość i rozmieszczenie stykających się elementów sprzyjają ich niszczeniu [9].

W dostępnej literaturze brak jest wystarczających informacji na temat niszczenia frettingowego biomateriałów w środowisku jamy ustnej. Jeszcze mniej danych można znaleźć odnośnie do wpływu śliny i jej substytutów na procesy niszczenia korozyjnego w warunkach frettingu [10, 11]. Ślina pełni szereg funkcji ochronnych i pomocniczych. Około 90% jej objętości stanowi woda, a pozostała część to jony metali oraz składniki białkowe, takie jak: białka osocza, glikoproteiny, przeciwciała, substancje grupowe krwi i enzymy. Ślina działa oczyszczająco i przeciwbakteryjnie, umożliwia czucie

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: m.klekotka@pb.edu.pl

[**] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: j.dabrowski@pb.edu.pl

smaku, wspomaga proces rozdrabniania i przełykania pokarmu, ułatwia wymawianie zgłosek i pełni funkcje smarne [12, 13]. Osoby cierpiące na kserostomię, hiposaliwację oraz inne zaburzenia gruczołów ślinowych zmuszone są do stosowania sztucznych preparatów zastępujących ślinę naturalną.

Implanty protetyczne, elementy retencyjne protez zębowych, wewnątrzustne dystraktory kości twarzoczaszki, złożone systemy aparatów ortodontycznych – to przykładowe konstrukcje występujące w jamie ustnej, które są szczególnie narażone na procesy fretting-korozji [14]. Obecne w ślinie drobnoustroje oraz jony chlorkowe sprawiają, że jest to środowisko agresywne, sprzyjające korozji elektrochemicznej. Badania trwałości eksploatacyjnej biomateriałów w środowisku śliny są uzasadnione i mogą wpłynąć na poprawę jakości życia wielu pacjentów [15]. Liczne doniesienia literaturowe wskazują, że degradacja biomateriałów nie tylko wpływa na obniżenie ich parametrów wytrzymałościowych, ale może również niekorzystnie oddziaływać na organizm. Przyczyną są uwalniane jony metali (głównie glinu, niklu, wanadu i chromu), które wykazują działanie toksyczne i powodują miejscową lub ogólnoustrojową odpowiedź organizmu. Są one często przyczyną wielu schorzeń, a także odpowiadają za niepowodzenie terapii medycznych [16, 17]. Wyniki badań *in vivo* na zwierzętach wskazują na inhibicyjne odziaływanie produktów zużycia stopów implantacyjnych na procesy rozwojowe komórek mięśniowych [18]. Niektóre jony metali mogą również hamować działanie układu odpornościowego człowieka, gromadzić się w śledzionie i powodować powstawanie wolnych rodników tlenowych oraz peroksydację lipidów [19].

Materiały metalowe stanowią najszerzej stosowaną grupę biomateriałów w protetyce stomatologicznej i chirurgii szczękowej. W protetyce stomatologicznej przez wiele lat z powodzeniem wykorzystywane były metale szlachetne, głównie stopy złota, palladu i platyny. Ze względu na wysoką cenę ich użycie zostało jednak ograniczone i coraz częściej zastępowane są stopami metali nieszlachetnych. Możliwości technologiczne oraz korzystne właściwości mechaniczne spowodowały, że elementy współczesnych konstrukcji protetycznych wykonywane są najczęściej ze stali austenitycznych oraz stopów na bazie tytanu, kobaltu i niklu [20]. Materiały te w większości przypadków wykazują zadowalającą odporność na korozję w warunkach statycznych. Zainicjowanie uszkodzeń spowodowanych tarciem, zwłaszcza w warunkach frettingu, prowadzi jednak do znacznego pogorszenia ich charakterystyk elektrochemicznych.

Badania fretting-korozji biomateriałów prowadzone są zwykle w układach metal-metal [21], metal-ceramika [22] lub metal-polimer [23]. Konstrukcje, w których bezpośrednio kontaktują się dwa różne metale są szczególnie narażone na zjawisko korozji galwanicznej, dlatego w wielu przypadkach wszystkie elementy kontaktowe wykonywane są z metali jednoimiennych.

Celem niniejszej pracy było porównanie odporności na zużycie ścierno-korozyjne jednoimiennych par kinematycznych wykonanych ze stopów tytanu, kobaltu oraz stali austenitycznej, w symulowanym środowisku jamy ustnej. Do badań wykorzystano ślinę ludzką i jej substytut na bazie buforu fosforanowego, który został opracowany na Wydziale Mechanicznym Politechniki Białostockiej. Zrealizowane badania

pozwoliły na przedstawienie propozycji fenomenologicznego modelu zużycia stopów implantacyjnych w warunkach fretting-korozji, stanowiącego uzupełnienie wiedzy z zakresu lepszego poznania mechanizmów niszczenia biomateriałów.

1.2. Materiały i metodyka badań

Badaniom poddane zostały próbki wykonane ze stali implantacyjnej 316L, stopów kobaltu (CoCrMo) i tytanu (Ti6Al4V), których skład chemiczny został przedstawiony w tabeli 1.1.

TABELA 1.1. Skład chemiczny stopów implantacyjnych użytych w badaniach fretting-korozji

Stop	**Składniki stopowe (zawartość maksymalna w % mas.)**					
Stal 316L	Fe	Cr	Ni	Mo	Mn	Si
	reszta	18,329	11,301	2,385	2,131	0,375
	Cu	N	Nb	C	S	P
	0,100	0,086	0,072	<0,020	<0,020	<0,010
Ti6Al4V	Ti	Al	V	Fe	O	C
	reszta	5,500	3,500	<0,300	<0,200	<0,080
	N	H				
	<0,050	<0,0015				
CoCrMo	Co	Cr	Mo	Mn	Si	C
	reszta	27,720	5,780	0,650	0,370	0,0360
	Al	Zr	Ti	B	S	
	<0,020	<0,010	<0,010	<0,001	<0,0004	

Źródło: opracowanie własne.

Z metalowych prętów o średnicy 8 mm wycięte zostały próbki o grubości 5 mm, które następnie poddano zabiegom szlifowania mechanicznego, aż do uzyskania chropowatości Ra = 0,4 μm. Przeciwpróbki w kształcie ściętego stożka wykonano z prętów o grubości 6 mm, którym zredukowano średnicę powierzchni mającej kontakt z próbką do 1,3 mm. Wysokość stożków wyniosła 5 mm. Wszystkie próbki płukano wodą i czyszczono w etanolu przez 10 min w myjce ultradźwiękowej.

Badania realizowano w środowisku śliny naturalnej, pozyskanej od zdrowego 29-letniego mężczyzny zgodnie z wcześniej opracowaną metodyką pobierania [24] oraz z udziałem własnej kompozycji sztucznej śliny na bazie buforu fosforanowego. Preparat zawierał: chlorek sodu NaCl (6,72 g/L), wodorofosforan sodu Na_2HPO_4 (2,27 g/L), diwodorofosforan potasu KH_2PO_4 (1,11 g/L) oraz mucynę III (2,00 g/L). Wprowadzenie mucyny miało na celu poprawę charakterystyk tribologicznych i reologicznych roztworu [25, 26]. Doboru składu kompozycji sztucznej śliny dokonano

na podstawie analizy literaturowej i wstępnych badań autorów [27, 28]. Wszystkie pomiary prowadzono w temperaturze pokojowej (21 ±1°C).

Pomiary pH i przewodności elektrolitycznej zrealizowano przy użyciu jonokonduktometru SevenMulti (Meter Toledo, Greifensee, Szwajcaria). Wartości pH badane były za pomocą elektrody Clarytrode 120 (Henkel Adhesives, Düsseldorf, Niemcy), natomiast przewodnictwo elektrolityczne mierzono celą konduktometryczną InLab740 (Meter Toledo, Greifensee, Szwajcaria) z czujnikiem temperatury. Badania napięcia powierzchniowego roztworów prowadzono z użyciem platynowego pierścienia zestawionego z tensjometrem STA1 (Sinterface Technologies, Berlin, Niemcy).

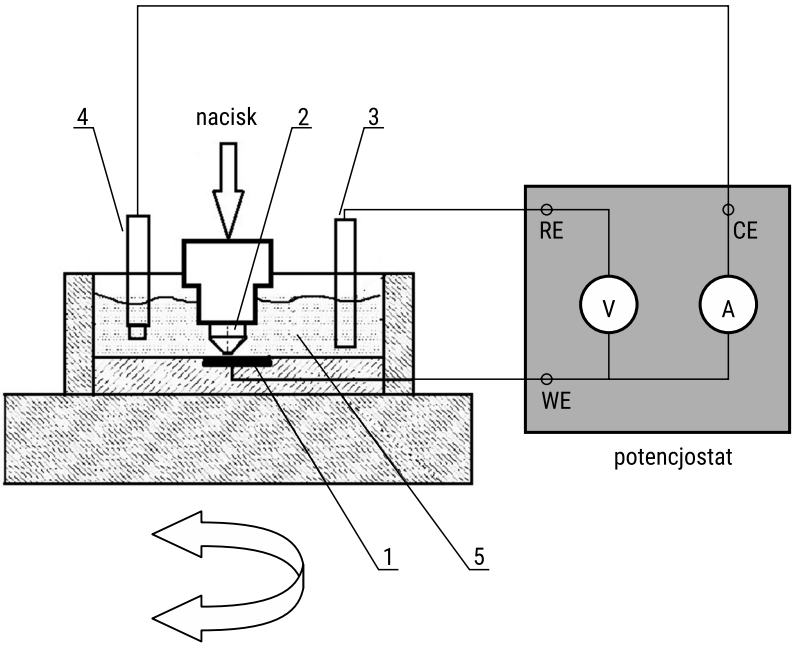
Badania fretting-korozji prowadzono z użyciem testera tribologicznego typu pin-on-disc, skonstruowanego na Wydziale Mechanicznym Politechniki Białostockiej, który zestawiono z potencjostatem PGP201 (Radiometer Analytical, Lyon, Francja). Próbki umieszczano w uchwycie zapewniającym kontakt z elektrolitem jedynie powierzchni czołowej, jednocześnie umożliwiającym podłączenie próbki z potencjostatem. Tarcze mocowane były na ruchomym stoliku urządzenia wykonującym ruch rewersyjny. Do powierzchni tarcz dociskane były przeciwpróbki. Testy tarciowe realizowano przy niewielkiej amplitudzie (rzędu 100 μm), częstotliwości 0,8 Hz oraz uśrednionym nacisku jednostkowym 15 MPa. Dobór parametrów tarcia wynikał z warunków panujących w jamie ustnej człowieka. Zużycie frettingowe dotyczy zwłaszcza połączeń wciskowych, gdzie przemieszczenia kontaktujących się elementów nie przekraczają zwykle 100 μm. Pomiary elektrochemiczne prowadzono w układzie trójelektrodowym, którego schemat przedstawiono na rysunku 1.1.

Elektrodą odniesienia była nasycona elektroda kalomelowa ($Hg/Hg_2Cl_2/Cl^-$) REF421 (Radiometer Analytical, Loveland, USA), której potencjał względem normalnej elektrody wodorowej wynosił +0,244V. Elektrodą pomocniczą była elektroda platynowa XM140 (Radiometer Analytical, Loveland, USA) o wymiarach 8 x 8 mm, a elektrodą pracującą – badana para kinematyczna wykonana z jednoimiennych materiałów. Podczas testów przeprowadzono trzy typy pomiarów elektrochemicznych: badania potencjału próbek w obwodzie otwartym (E_{OCP}), badania potencjodynamiczne i potencjostatyczne. Każde badanie powtórzono trzykrotnie.

Próbki zanurzano w elektrolicie i rejestrowano zmiany potencjału w funkcji czasu. Badania E_{OCP} zrealizowano w trzech etapach. Pierwszy etap obejmował pomiary w warunkach statycznych, drugi w warunkach tarcia przy zadanym obciążeniu, a ostatni po zakończeniu tarcia. Aby umożliwić względną stabilizację mierzonych wartości, każdy z etapów trwał godzinę.

Badania korozji metodą potencjodynamiczną w warunkach frettingu obejmowały trzy rodzaje prób. Próba pierwsza, będąca odniesieniem, była typowym testem odporności na korozję wżerową. Próba druga dotyczyła badań odporności korozyjnej materiałów z powierzchnią uszkodzoną na skutek frettingu (po zatrzymaniu tarcia). Natomiast w ostatniej części badania rejestrowano zmiany parametrów

elektrochemicznych w trakcie trwania tarcia. W celu stabilizacji potencjału przed badaniem próbki zanurzane były w elektrolicie na godzinę, po czym rejestrowano potencjał spoczynkowy (E_{OCP}) próbek w warunkach statycznych (przed i po frettingu) oraz dynamicznych (podczas trwania frettingu). Proces polaryzacji rozpoczynano od potencjału $E_{pocz} = E_{OCP} - 100$ mV. Zmiana potencjału następowała w kierunku anodowym z szybkością 3 mV/s. Po osiągnięciu maksymalnej wartości zakresu pomiarowego potencjostatu +4094 mV (względem $Hg/Hg_2Cl_2/Cl^-$) lub uzyskaniu gęstości prądu anodowego 1 mA/cm^2 zmieniano kierunek polaryzacji.



RYSUNEK 1.1. Schemat układu do badań korozji w warunkach frettingu: 1 – próbka, 2 – przeciwpróbka, 3 – elektroda odniesienia, 4 – elektroda pomocnicza, 5 – elektrolit

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Pomiary potencjostatyczne wykonywano przy stałym potencjale 0 V (względem $Hg/Hg_2Cl_2/Cl^-$), który mieścił się w zakresie pasywnym badanych stopów. Podobnie jak w przypadku pomiarów E_{OCP} badania podzielono na trzy etapy, trwające tym razem po 30 minut, podczas których rejestrowano zmiany natężenia prądu w funkcji czasu w warunkach statycznych i dynamicznych.

Powierzchnie próbek obserwowano z użyciem laserowego skaningowego mikroskopu konfokalnego (CLSM) LEXT OLS4000 (Olympus, Tokio, Japonia) oraz skaningowego mikroskopu elektronowego Phenom XL (Phenom-World, Eindhoven, Holandia).

1.3. Wyniki badań

1.3.1. Badania fizykochemiczne

Wybrane właściwości fizykochemiczne elektrolitów użytych do badań fretting-korozji przedstawione zostały w tabeli 1.2. Obydwa preparaty mają zbliżone wartości pH i napięcia powierzchniowego, jednak roztwór sztucznej śliny wykazuje wyższą wartość przewodnictwa elektrolitycznego.

TABELA 1.2. Właściwości fizykochemiczne śliny ludzkiej i jej substytutu (badania własne)

	Ślina naturalna	**Sztuczna ślina**
pH	6,87 ±0,1	6,93 ±0,12
Przewodnictwo elektrolityczne [mS/cm]	1,15 ±0,06	11,61 ±0,09
Napięcie powierzchniowe [N/m]	0,06 ±0,01	0,04 ±0,01

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

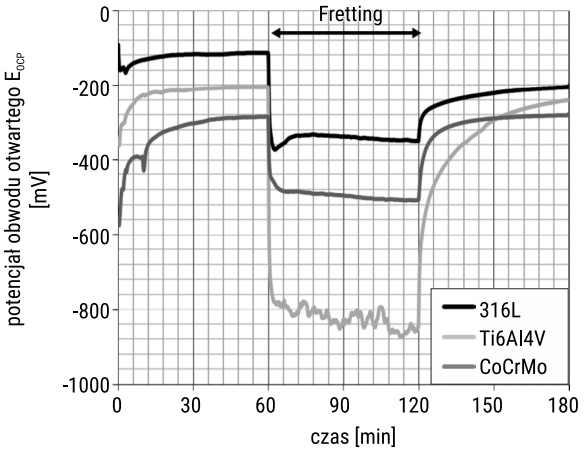
1.3.1.1. Badania potencjału w obwodzie otwartym

Wyniki badań zmian potencjału próbek w obwodzie otwartym spowodowanych tarciem przedstawiono na rysunku 1.2.

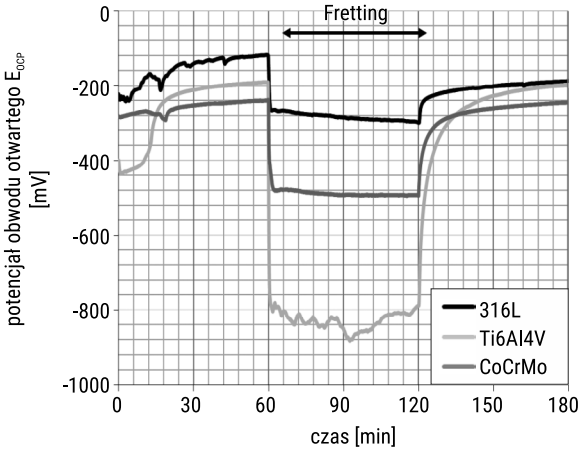
Dla wszystkich pomiarów można było zaobserwować wzrost, a następnie stabilizację wartości potencjałów. Sugeruje to, iż na powierzchni biomateriałów formowana jest warstwa pasywna, mająca wpływ na poprawę parametrów korozyjnych próbek. Po godzinie uruchamiano proces tarcia. Wartości E_{OCP} obniżały się znacząco i osiągały poziom zbliżony do minimalnego już po kilkudziesięciu sekundach pomiaru. Uśrednione wartości spadku potencjałów w wyniku frettingu przedstawiono w tabeli 1.3.

Niezależnie od stosowanego elektrolitu największe zmiany można było zaobserwować dla próbek wykonanych ze stopu tytanu Ti6Al4V, w przypadku których spadek E_{OCP} był trzykrotnie większy w porównaniu z innymi materiałami. Po zatrzymaniu frettingu potencjały próbek zaczęły wzrastać, jednak czas wymagany do ich stabilizacji był dłuższy. W zależności od materiału wynosił od 30 do 60 minut. Zaobserwowano przy tym, że jedynie w przypadku stopów kobaltu repasywacja była całkowita. Próbki stalowe poddane tarciu nie odzyskiwały swoich początkowych charakterystyk elektrochemicznych, zwłaszcza w środowisku śliny naturalnej. Opracowany substytut śliny korzystnie wpływał na zwiększenie zdolności badanych materiałów do repasywacji.

a)



b)



RYSUNEK 1.2. Wykresy zmian E_{OCP} w funkcji czasu w środowisku śliny: a – naturalnej, b – sztucznej

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

TABELA 1.3. Spadek E_{OCP} w trakcie frettingu

	Ślina naturalna	**Sztuczna ślina**
Stal 316L	229 ±18 mV	165 ±21 mV
Ti6Al4V	617 ±48 mV	638 ±42 mV
CoCrMo	210 ±15 mV	250 ±14 mV

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

1.3.1.2. Badania potencjodynamiczne

Wyniki badań odporności na procesy korozji i fretting-korozji stopów implantacyjnych zostały przedstawione w tabeli 1.4.

TABELA 1.4. Wyniki badań korozji i fretting-korozji

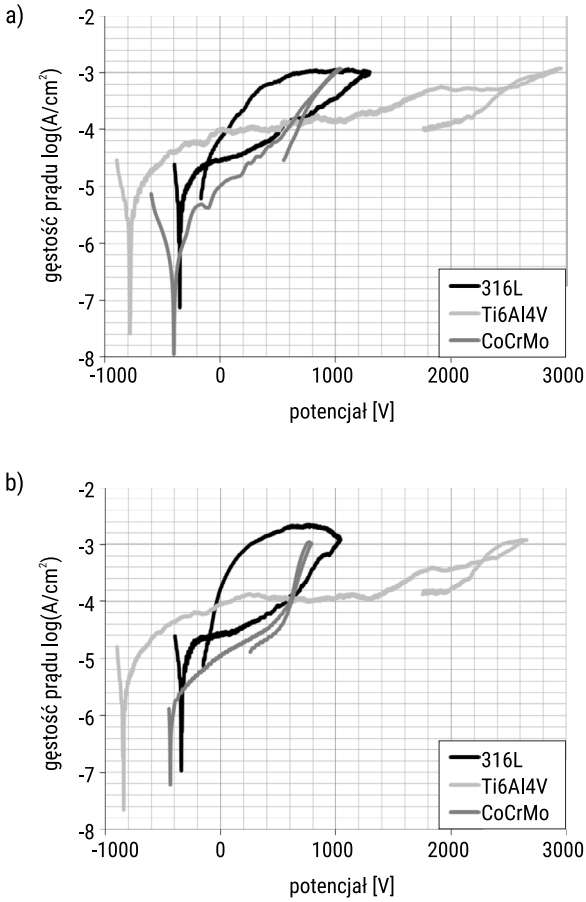
Badane stopy	Ślina	Próba*	Ekor [mV]	Rp [kΩ·cm^2]
Stal 316L	naturalna	I	−191 ±7	303,61 ±2,44
		II	−267 ±14	161,1 ±1,17
		III	−354 ±27	4,42 ±0,54
	sztuczna	I	−212 ±9	97,12 ±2,00
		II	−256 ±16	44,52 ±1,97
		III	−343 ±24	3,00 ±0,91
Ti6Al4V	naturalna	I	−273 ±11	456,64 ±5,37
		II	−310 ±12	54,43 ±3,67
		III	−783 ±30	0,269 ±0,11
	sztuczna	I	−267 ±6	266,29 ±0,78
		II	−324 ±15	76,18 ±2,19
		III	−841 ±24	0,476 ±0,12
CoCrMo	naturalna	I	−367 ±11	1270,00 ±8,25
		II	−380 ±10	116,92 ±3,01
		III	−395 ±19	77,97 ±2,87
	sztuczna	I	−215 ±7	576,63 ±4,16
		II	−327 ±14	127,65 ±2,57
		III	−430 ±20	15,54 ±0,94

*I – próba odniesienia (warunki statyczne); II – badanie korozyjne po frettingu; III – badanie korozyjne w trakcie frettingu (warunki dynamiczne)

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Analizowanymi parametrami były potencjał korozyjny (E_{kor}) i opór polaryzacyjny (R_p). Szczególną uwagę zwrócono na opór polaryzacyjny, którego wysokie wartości świadczą o dobrej odporności korozyjnej biomateriałów. W warunkach statycznych (bez frettingu), zarówno w środowisku śliny naturalnej, jak i sztucznej, próbki charakteryzowały się wyższymi wartościami oporu polaryzacyjnego, a ich potencjały korozyjne przesunięte były w kierunku dodatnim. Uszkodzenie warstwy wierzchniej w wyniku frettingu prowadziło do obniżenia odporności korozyjnej każdego

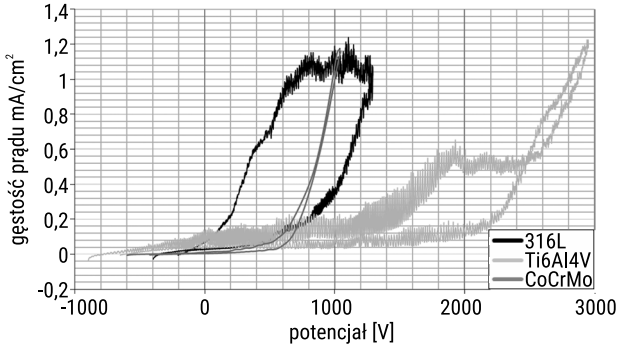
z badanych układów. Przebieg krzywych polaryzacji anodowej, które przedstawione zostały na rysunku 1.3, wskazuje, że ze wszystkich badanych stopów to stal 316L jest najbardziej podatna na korozję w warunkach frettingu. Potwierdzają to wyniki badań mikroskopowych (patrz podrozdział 1.3.1.4).



RYSUNEK 1.3. Krzywe potencjodynamiczne w warunkach frettingu w środowisku śliny: a – naturalnej, b – sztucznej

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Dla obydwu roztworów przebieg krzywych polaryzacji anodowej pozostaje zbliżony, a różnice są znikome. Świadczy to o podobnych właściwościach elektrochemicznych opracowanego preparatu w stosunku do śliny naturalnej. Pomimo względnie szybkiego wzrostu gęstości natężenia prądu stop kobaltu posiada najwyższe wartości oporu polaryzacyjnego.



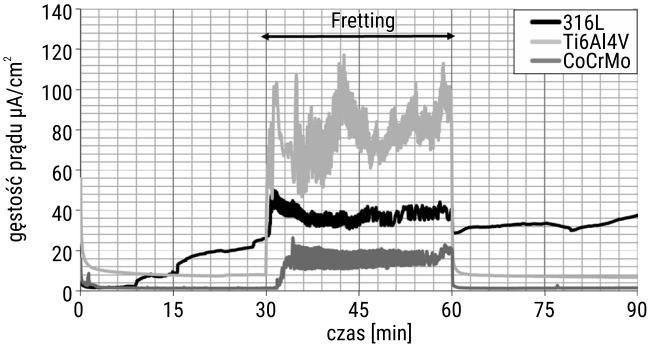
RYSUNEK 1.4. Krzywe polaryzacji anodowej podczas frettingu w środowisku śliny naturalnej

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Krzywe polaryzacji anodowej (rys. 1.4) stali i stopu tytanu wykazują charakterystyczny przebieg z dużymi wahaniami natężenia prądu, które mogą być spowodowane cyklicznym niszczeniem i odnawianiem tlenkowej warstwy wierzchniej na powierzchni stopów. Odmienny charakter wykazują krzywe polaryzacji dla stopu kobaltu, którego próbki cechuje niższa reaktywność.

1.3.1.3. Badania potencjostatyczne

Zmiany natężenia prądu przy potencjale 0 V względem elektrody kalomelowej przedstawione zostały na rysunku 1.5.



RYSUNEK 1.5. Krzywe potencjostatyczne w środowisku śliny naturalnej

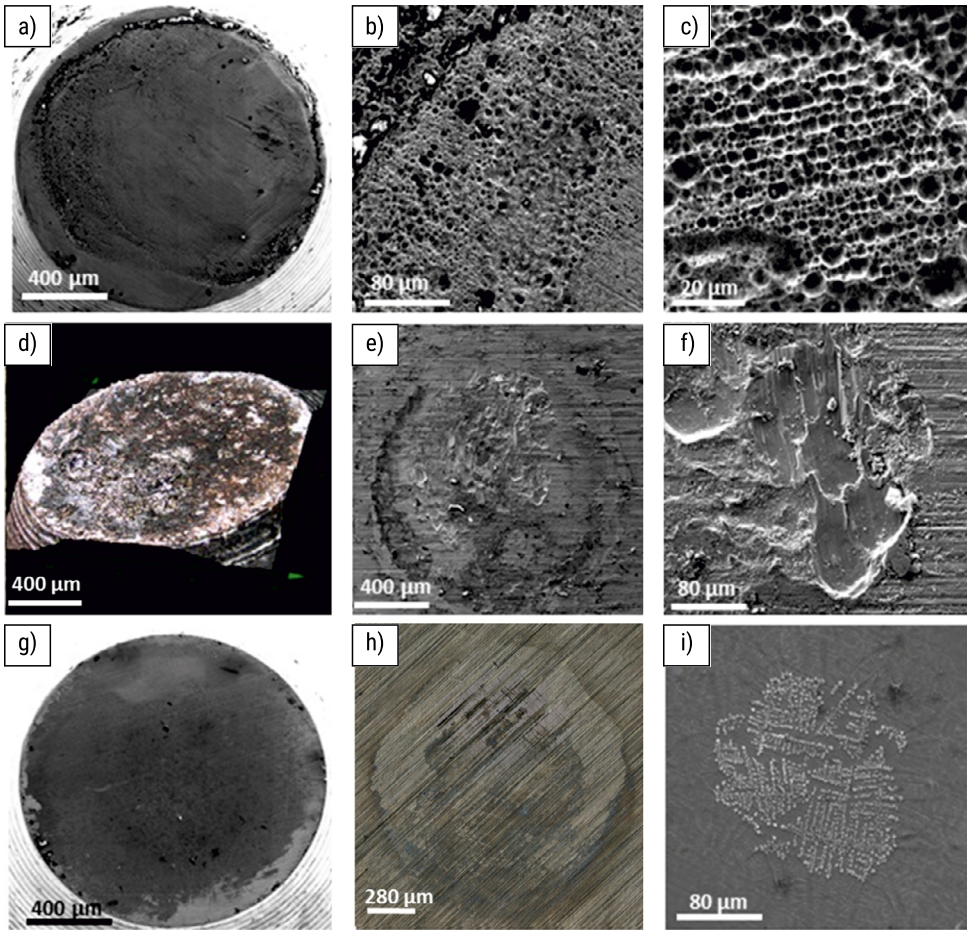
ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W pierwszym etapie pomiarów (0-30 min) próbki wykonane ze stopu tytanu i kobaltu zachowywały stałe wartości natężenia prądu, które uległy zmianie dopiero po uruchomieniu tarcia (30-60 min). Najwyższy przyrost natężenia prądu miał miejsce dla próbek z grupy Ti6Al4V (80 ±30 µA/cm^2). Po zatrzymaniu tarcia charakterystyki

prądowe układów szybko wracały do stanu początkowego. Odmienne zachowanie krzywych prądowych można było zaobserwować w przypadku próbek stalowych, dla których już w pierwszych minutach badania gęstość natężenia prądu wzrastała. Pomimo niewielkiego skoku wartości prądowych podczas frettingu i tymczasowej stabilizacji po zatrzymaniu tarcia jest to krzywa rosnąca. Najniższa gęstość natężenia prądu dla próbek wykonanych ze stopu kobaltu sugeruje, że jest to materiał posiadający najwyższą odporność korozyjną w warunkach frettingu.

1.3.1.4. Obserwacje mikroskopowe

Po zakończeniu badań fretting-korozji powierzchnie próbek poddane zostały obserwacjom mikroskopowym. Przykładowe zdjęcia zostały przedstawione na rysunku 1.6.



RYSUNEK 1.6. Zdjęcia powierzchni próbek po badaniach fretting-korozji w środowisku sztucznej śliny: a, b, c – stal 316L; d, e, f – Ti6Al4V; g, h, i – CoCrMo

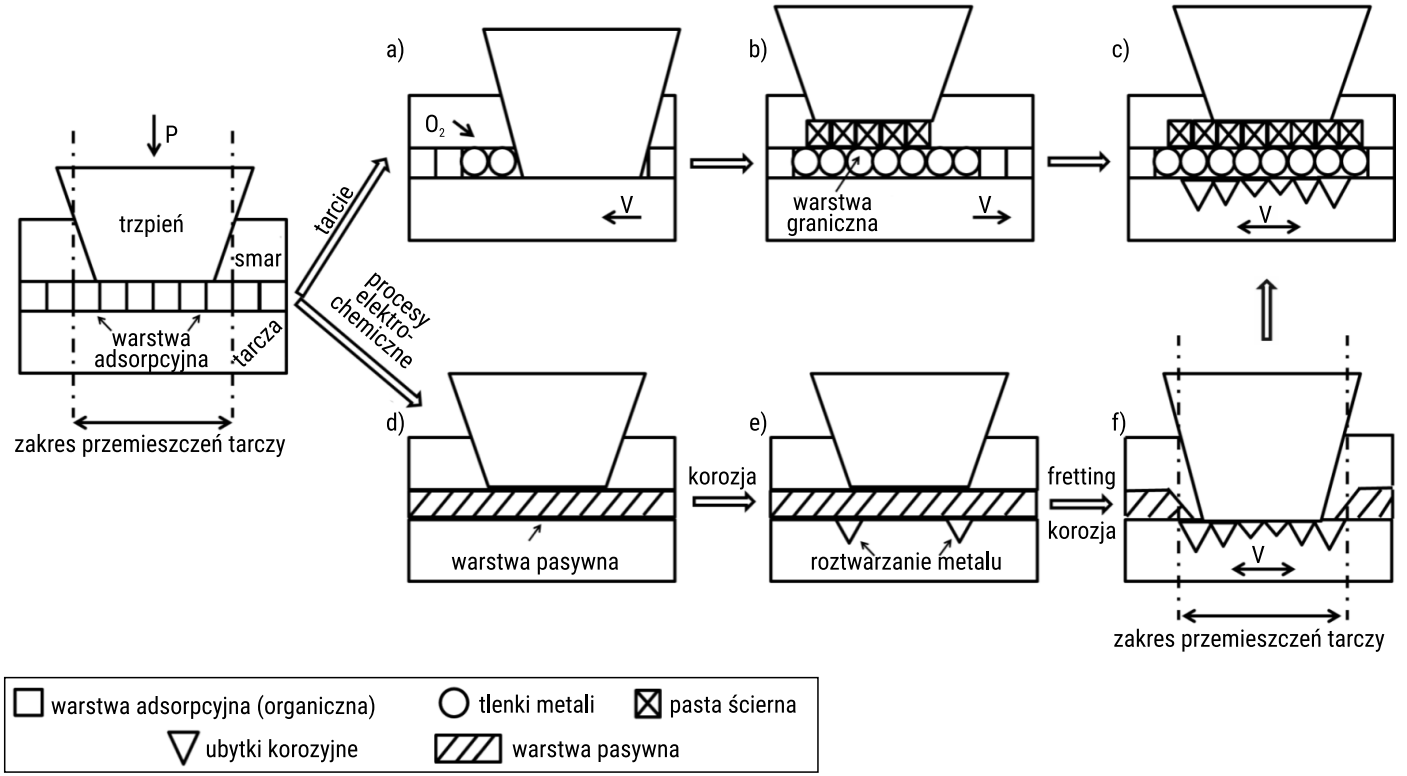
ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Uzyskane wyniki obserwacji potwierdzają zróżnicowaną podatność stopów implantacyjnych na procesy fretting-korozji w środowisku śliny i jej substytutu. Procesy niszczenia korozyjnego są najbardziej intensywne dla par kinematycznych wykonanych ze stali, o czym świadczy duża ilość wżerów na powierzchni kontaktowej. Co ciekawe, wżery korozyjne były najbardziej widoczne na obrzeżach miejsc kontaktu trzpienia z tarczą (rys. 1.6a, b, c). Próbki ze stopu tytanu charakteryzowały się największym zużyciem tribologicznym, na co wskazują wyraźnie widoczne obszary deformacji plastycznej, jak również liczne produkty zużycia nagromadzone wokół strefy tarcia (rys. 1.6d, e, f). Ślady zużycia w warunkach fretting-korozji próbek ze stopu kobaltu były najmniej widoczne (rys. 1.6g, h, i).

1.4. Dyskusja

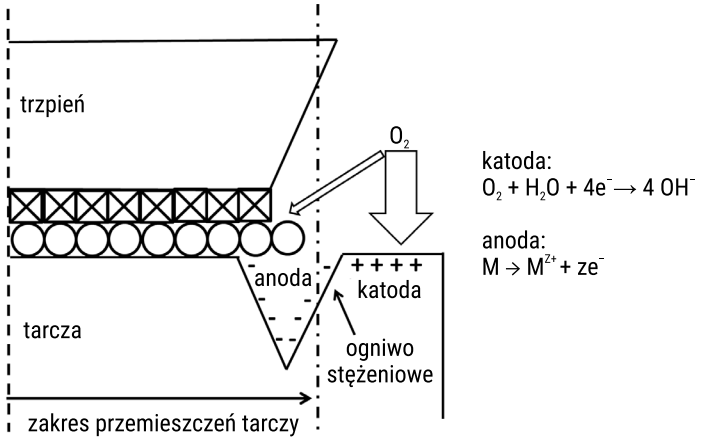
Uzyskane wyniki badań pozwoliły na lepsze poznanie zjawisk i mechanizmów zużycia stopów implantacyjnych w warunkach fretting-korozji. Rezultatem przeprowadzonych badań jest propozycja modelu fenomenologicznego niszczenia biomateriałów metalicznych. Przedstawiony na rysunku 1.7 model zakłada synergię procesów tribologicznych i elektrochemicznych, które zachodzą z różnym stopniem nasilenia. W dużym stopniu zależy to od warunków tarcia, jak i rodzaju materiału, z którego wykonana jest para kinematyczna.

Analiza wyników badań elektrochemicznych i mikroskopowych potwierdza, że stal implantacyjna 316L jest stopem szczególnie podatnym na niszczenie korozyjne w warunkach frettingu. Tarcie w znaczący sposób intensyfikuje procesy korozyjne. W warunkach statycznych powierzchnia stali pokryta jest warstwą zaadsorbowanych składników organicznych śliny i jej substututów. W skład warstwy adsorpcyjnej wchodzą głównie białka i glikoproteiny (m. in. mucyny), które ze względu na swoją budowę oraz właściwości lepkosprężyste [29] mogą korzystnie wpływać na warunki tarcia. Usunięcie tych warstw na skutek tarcia powoduje odsłonięcie aktywnej powierzchni metali. Prowadzi to do szczepień adhezyjnych, intensyfikacji zużycia ściernego, zmęczeniowego i korozji. Towarzyszą temu intensywne procesy utleniania (rys. 1.7a), których przebieg zależy od warunków tarcia i reaktywności elementów pary tarciowej. Tworzące się tlenki wzmagają procesy zużycia wtórnego. Obecność smarów może pogarszać dostęp tlenu do odsłoniętych powierzchni metalicznych, a także utrudniać przemieszczanie cząstek zużycia poza obszar tarcia. Powstała tzw. pasta ścierna (rys. 1.7b) przyspiesza zużycie wtórne materiału. W niszczeniu frettingowym ma miejsce współistnienie procesów tarciowych i korozyjnych (rys. 1.7c). Warstewki pasywne na powierzchni metali (rys. 1.1d) prowadzą do obniżenia intensywności procesów elektrochemicznych. Powstawanie ubytków korozyjnych (rys. 1.7e) zachodzi wolniej i zależy od wielu czynników, m.in. potencjałów normalnych metali, topografii powierzchni czy agresywności środowiska (obecności jonów np. chlorkowych). Schemat tworzenia ubytków korozyjnych na powierzchni stali 316L w układzie trzpień-tarcza przedstawiony został na rysunku 1.8.



RYSUNEK 1.7. Fenomenologiczny model zużycia frettingowego stopów implantacyjnych w środowisku śliny i jej substytutów: a – niszczenie warstwy adsorpcyjnej, utlenianie chemiczne; b – akumulacja tlenków (tworzenie pasty ściernej), formowanie warstwy granicznej; c – zużycie tribologiczne i korozyjne; d – formowanie warstwy pasywnej; e – korozja (elektrochemiczne roztwarzanie metalu); f – fretting-korozja (intensyfikacja procesów korozyjnych)

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



RYSUNEK 1.8. Mechanizm powstawania ubytków korozyjnych na powierzchni stali w układzie typu trzpień-tarcza

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Rituerto Sin i in. [30] sugerują, że związki organiczne (głównie białka) obecne w elektrolicie ograniczają dyfuzję tlenu do powierzchni materiału, a tym samym działają inhibitująco na powstawanie i propagację wżerów korozyjnych. Przerwanie ciągłości warstwy pasywnej spowodowane tarciem przyczynia się do nasilenia procesów elektrochemicznego roztwarzania metalu i tworzenia ubytków korozyjnych (rys. 1.7f). Rozpuszczanie się metalu (anoda) jest równoważone przez redukcję tlenu (katoda). Stężenie jonów metali, przechodzących do roztworu wzrasta i powoduje formowanie wodorotlenków. Prowadzi to do usuwania jonów OH^- z roztworu i wydzielania jonów H^+, co skutkuje lokalnym obniżaniem pH elektrolitu. Równocześnie wewnątrz ubytków wzrasta stężenie anionów rozpuszczalnych soli spowodowane dążeniem do zachowania równowagi elektrochemicznej układu. Jony te łączą się z kationami metali, tworząc sole, które są całkowicie zdysocjowane i ulegają hydrolizie. Następuje zakwaszenie elektrolitu i formowanie produktów korozji [31, 32]. Produkty reakcji elektrochemicznych to w dużym stopniu wodorotlenki oraz akwachlorohydroksylowe kompleksy metali wchodzących w skład stopu. Reakcje tworzenia tych związków można zapisać zgodnie z następującymi równaniami [32]:

$$M^{z+} + nH_2O \rightarrow M(H_2O)_n^{z+} \tag{1.1}$$

$$M(H_2O)_n^{z+} + mCl^- \leftrightarrow M[(H_2O)_{n-m}Cl_m]^{(z-m)} + mH_2O \tag{1.2}$$

$$M[(H_2O)_{n-m}Cl_m]^{(z-m)} + hH_2O \leftrightarrow M[(H_2O)_{n-m-h}Cl_m]^{(z-m-h)+} + hH_3O^+ \tag{1.3}$$

Stop tytanu wykazuje znaczną odporność na korozję w warunkach statycznych. W dużym stopniu odpowiedzialna jest za to wysoka reaktywność powierzchni i zdolność do szybkiego tworzenia warstwy pasywnej, w której skład wchodzą głównie

tlenki tytanu [33]. Jednak nie zawsze jest to zjawisko korzystne, ponieważ ciągłe niszczenie i odnawianie powstającej warstwy tlenkowej prowadzi do formowania dużych ilości produktów zużycia i znacznej intensyfikacji zużycia tribokorozyjnego. Ponadto wysoka energia powierzchniowa odsłoniętego metalu może być przyczyną pojawiania się szczepień adhezyjnych w miejscach styku pary kinematycznej. Przeprowadzona analiza mikroskopowa (rys. 1.6d, e, f) potwierdziła obecność produktów zużycia, trwale osadzonych w obszarach tarcia. Runa i in. [34] sugerują, że w niektórych przypadkach obecne w elektrolicie białka mogą zmniejszać szybkość tworzenia warstwy pasywnej, a tym samym wpływać niekorzystnie na odporność korozyjną stopów tytanu. Z drugiej strony spowolnienie repasywacji może skutkować zmniejszeniem ilości produktów zużycia podczas tarcia, zwłaszcza w przypadku tytanu i jego stopów.

Otrzymane wyniki badań wskazują na to, że pary kinematyczne wykonane ze stopu CoCrMo charakteryzowały się najmniejszym zużyciem w warunkach fretting-korozji. W przeciwieństwie do stali i stopu tytanu ilość powstających podczas tarcia produktów była niewielka. Nie zaobserwowano też znaczących deformacji plastycznych i podatności na szczepienia adhezyjne. Widoczne były jednak przebarwienia wokół śladu tarcia, wywołane procesami utleniania (rys. 1.6g, h, i). Związane jest to z nierównomiernym dostępem tlenu w strefie tarcia i tworzeniem mikroogniw stężeniowych (rys. 1.8). W tych warunkach obszary anodowe znajdują się na krawędzi strefy kontaktowej. Korzystne parametry elektrochemiczne stopu kobaltu, a zwłaszcza wyższe opory polaryzacyjne podczas frettingu, mogą świadczyć o wysokiej trwałości warstewek tlenkowych. Milošev i in. [35] sugerują, że powstała warstwa składa się głównie z tlenków chromu i molibdenu. Badania Contu i in. [36] wykazały, że rodzaj powstałych tlenków zależy w dużym stopniu od pH środowiska. W środowisku zasadowym powstają głównie tlenki kobaltu oraz chromu, natomiast w środowisku kwasowym i obojętnym głównym produktem jest tlenek chromu Cr_2O_3. Warstwa tlenków formowana w płynach biologicznych ma zwykle charakter amorficzny, a jej grubość nie przekracza 4 nm [35]. Wraz z tlenkami chromu tworzą się również formy uwodnione $Cr(OH)_3$. Potwierdzają to badania Moffata i Latanisona [37], którzy dowodzą, że takie warstwy składają się z jonów chromu połączonych siecią ligandów wodorotlenkowych i tlenkowych. Natomiast Seo i in. [38] zauważyli, że jedynie najwyżej położona część warstwy pasywnej jest uwodniona, a dolna składa się wyłącznie z tlenku chromu. W zakresie potencjałów transpasywnych warstwa tlenku chromu może ulegać dalszemu utlenieniu i przechodzić do rozpuszczalnych związków Cr (IV), zgodnie z poniższą reakcją [39]:

$$Cr_2O_3 + 5H_2O \rightarrow 2CrO_4^{2-} + 10H^+ + 6e^- \quad (1.4)$$

W obecności jonów fosforanowych występujących w ślinie i jej substytutach ma miejsce reakcja, która prowadzi do formowania większej ilości jonów CrO_4^{2-}:

$$CrPO_4 + 8OH^- \rightarrow CrO_4^{2-} + 4H_2O + PO_3^{3-} + 3e^- \quad (1.5)$$

Powoduje to wzrost gęstości natężenia prądu w zakresie transpasywnym (rys. 1.3). Zwiększoną ilość jonów chromianowych można tłumaczyć formowaniem pod warstwą tlenku chromu fosforanu (V) chromu (III) ($CrPO_4$) [40]. Potwierdzony jest również fakt, że powłoki Cr_2O_3 charakteryzują się bardzo dobrą przyczepnością do podłoża i wysoką odpornością na ścieranie [41, 42].

1.5. Podsumowanie i wnioski

Zrealizowane badania pozwoliły na lepsze zrozumienie mechanizmów niszczenia stopów implantacyjnych w warunkach fretting-korozji w symulowanym środowisku jamy ustnej.

Na podstawie otrzymanych wyników sformułowano następujące wnioski:

- Stwierdzono wysoką podatność stali 316L i stopu tytanu Ti6Al4V na procesy niszczenia w warunkach fretting-korozji. Wysoka reaktywność tytanu i zdolność do szybkiego tworzenia warstw tlenkowych nie zawsze jest zjawiskiem korzystnym, zwłaszcza w układach narażonych na zużycie tribologiczne.
- Organiczne składniki występujące w ślinie i jej substytutach mogą spowalniać repasywację metali, a tym samym zmniejszać ilość produktów zużycia generowanych podczas tarcia.
- Stop kobaltu CoCrMo wydaje się być materiałem o najlepszej odporności na korozję w warunkach frettingu.
- Opracowana kompozycja sztucznej śliny posiada zbliżone właściwości fizyko- i elektrochemiczne w stosunku do śliny naturalnej.

Wyniki badań potwierdziły wyraźny wpływ śliny i jej substytutów na procesy niszczenia stopów implantacyjnych, co należy uwzględniać przy właściwym doborze materiałów na konstrukcje protetyczne i ortodontyczne.

Podziękowania

Praca powstała w wyniku realizacji projektu badawczego o nr 2015/N/ST8/03025, finansowanego ze środków Narodowego Centrum Nauki.

Bibliografia

[1] Jin ZM, Zheng J, Li W, Zhou ZR. Tribology of medical devices. *Biosurface and Biotribology*. 2017; 2: 173-192.

[2] Shi L, Guo ZG, Liu WM. The recent progress of tribological biomaterials. *Biosurface and Biotribology*. 2015; 1: 81-97.

[3] Eliaz N. Corrosion of metallic biomaterials: A review. *Materials*. 2019; 12(3): 407.

[4] Manam NS, Harun WSW, Shri DNA i in. Study of corrosion in biocompatible metals for implants: A review. *Journal of Alloys and Compounds*. 2017; 701: 689-715.

[5] Hassan N, Abdel Ghany NA. Corrosion of biomaterials: anodic treatment and evaluation of 316L stainless steel in simulated body fluid. *Corrosion Engineering, Science and Technology*. 2017; 52(4): 267-275.

[6] Duisabeau L, Combrade P, Forest B. Environmental effect on fretting of metallic materials for orthopaedic implants. *Wear*. 2004; 256(7-8): 805-816.

[7] Zhu MH, Cai ZB, Li W i in. Fretting in prosthetic devices related to human body. *Tribology International*. 2009; 42(9): 1360-1364.

[8] Jedrzejczyk P, Fouvry S, Chalandon P. A fast methodology to quantify electrical-contact behaviour under fretting loading conditions. *Wear*. 2009; 267(9-10): 1731-1740.

[9] Hoeppner DW, Chandrasekaran V. Fretting in orthopaedic implants: A review. *Wear*. 1994; 173(1-2): 189-197.

[10] Sivakumar B, Kumar S, Sankara Narayanan TSN. Fretting corrosion behaviour of Ti-6Al-4V alloy in artificial saliva containing varying concentrations of fluoride ions. *Wear*. 2011; 270(3-4): 317-324.

[11] Vieira AC, Ribeiro AR, Rocha LA, Celis JP. Influence of pH and corrosion inhibitors on the tribocorrosion of titanium in artificial saliva. *Wear*. 2006; 261(9): 994-1001.

[12] Dodds MWJ, Johnson DA, Yeh CK. Health benefits of saliva: A review. *Journal of Dentistry*. 2005; 33(3): 223-233.

[13] Schipper RG, Silletti E, Vingerhoeds MH. Saliva as research material: Biochemical, physicochemical and practical aspects. *Archives of Oral Biology*. 2007; 52(12): 1114-1135.

[14] Corne P, De March P, Cleymand F, Geringer J. Fretting-corrosion behavior on dental implant connection in human saliva. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019; 94: 86-92.

[15] Hansen DC. Metal corrosion in the human body: The ultimate bio-corrosion scenario. The Electrochemical *Society Interface*. 2008; 17(2): 31-34.

[16] Brown RP, Fowler BA, Fustinoni S, Nordberg M. Toxicity of Metals Released from Implanted Medical Devices. *Handbook on the Toxicology of Metals*. 2014; 113-122.

[17] Alrabeah G, Brett P, Knowles JC, Petridis H. The effect of metal ions released from different dental implant-abutment couples on osteoblast function and secretion of bone resorbing mediators. *Journal of Dentistry*. 2017; 66: 91-101.

[18] Shih CC, Shih CM, Chen YL i in. Growth inhibition of cultured smooth muscle cells by corrosion products of 316 L stainless steel wire. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2001; 57(2): 200-207.

[19] Ferreira ME, Pereira ML, Garcia e Costa F i in. Comparative study of metallic biomaterials toxicity: A histochemical and immunohistochemical demonstration in mouse spleen. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*. 2003; 17(1): 45-49.

[20] Surowska B. *Biomateriały metalowe oraz połączenia metal-ceramika w zastosowaniach stomatologicznych*. Lublin: Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej; 2009.

[21] Swaminathan V, Gilbert JL. Fretting corrosion of CoCuMo and Ti6Al4V interfaces. *Biomaterials*. 2012; 33(22): 5487-5503.

[22] Zhu MH, Yu HY, Zhou ZR. Radial fretting behaviours of dental ceramics. *Tribology International*. 2006; 39(10): 1255-1261.

[23] Cai ZB, Gao SS, Zhu MH i in. Tribological behavior of polymethyl methacrylate against different counter-bodies induced by torsional fretting wear. *Wear*. 2011; 270(3-4): 230-240.

[24] Andrysewicz E, Mystkowska J, Dabrowski JR, Olchowik R. Influence of self-made saliva substitutes on tribological characteristics of human enamel. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2014; 16(2): 67-74.

[25] Christersson CE, Lindh L, Arnebrant T. Film-forming properties and viscosities of saliva substitutes and human whole saliva. *European Journal of Oral Sciences*. 2000; 108: 418-25.

[26] Mystkowska J, Karalus W, Sidorenko J i in. Biotribological properties of dentures lubricated with artificial saliva. *Journal of Friction and Wear*. 2016; 37(6): 544-551.

[27] Andrysewicz E, Dąbrowski JR, Jałbrzykowski M, Mystkowska J. Patent nr PL 220402, Substytut śliny naturalnej. 2015.

[28] Andrysewicz E, Mystkowska J, Kolmas J i in. Influence of artificial saliva compositions on tribological characteristics of Ti-6Al-4V implant alloy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2012; 14(4): 71-79.

[29] Paszyńska E, Jurga-Krokowicz J, Deręgowska-Nosowicz P i in. Effect of Mouthrinses on Rheological Properties of Whole Saliva. *Dental and Medical Problems*. 2006; 43(4): 541-547.

[30] Rituerto Sin J, Suñer S, Neville A. Emami N. Fretting corrosion of hafnium in simulated body fluids. *Tribology International*. 2014; 75: 10-15.

[31] Surowska B. *Wybrane zagadnienia z korozji i ochrony przed korozją*. Lublin: Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej; 2002.

[32] Geringer J, Kim K, Pellier J, Macdonald DD. *Fretting corrosion processes and wear mechanisms in medical implants. Bio-Tribocorrosion in Biomaterials and Medical Implants*. Cambridge: Woodhead Publishing; 2013.

[33] Nouicer E, Benlahreche FZ, Nouicer A. Spectroscopic Characterization of Titanium Alloy Surface in a Biological Medium. *Acta Physica Polonica A*. 2017; 131(1): 28-31.

[34] Runa MJ, Mathew MT, Rocha LA. Tribocorrosion response of the Ti6Al4V alloys commonly used in femoral stems. *Tribology International*. 2013; 68: 85-93.

[35] Milošev I, Strehblow HH. The composition of the surface passive film formed on CoCuMo alloy in simulated physiological solution. *Electrochimica Acta*. 2003; 48(19): 2767-2774.

[36] Contu F, Elsener B, Böhni H. Electrochemical Behavior of CoCrMo Alloy in the Active State in Acidic and Alkaline Buffered Solutions. *Journal of The Electrochemical Society*. 2003; 150(9): 419-424.

[37] Moffat TP. An Electrochemical and X-Ray Photoelectron Spectroscopy Study of the Passive State of Chromium. *Journal of The Electrochemical Society*. 1992; 139(7): 1869-1879.

[38] Seo M. Ellipsometry and Auger Analysis of Chromium Surfaces Passivated in Acidic and Neutral Aqueous Solutions. *Journal of The Electrochemical Society*. 1980; 127(9): 1909-1912.

[39] Arenas MA, Conde A, De Damborenea JJ. The Role of Mechanically Activated Area on Tribocorrosion of CoCrMo. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 2013; 44: 4382-4390.

[40] Milošev I. *CoCrMo Alloy for Biomedical Applications, Biomedical Applications*. Nowy Jork: Springer; 2012.

[41] Fernlindez JE, Wang Y, Tucho I i in. Friction and wear behaviour of plasma-sprayed Cr,O, coatings against steel in a wide range of sliding velocities and normal loads. *Tribology International*. 1996; 29(4): 333-343.

[42] Suresh Babu P, Sen D, Jyothirmayi A i in. Influence of microstructure on the wear and corrosion behavior of detonation sprayed Cr_2O_3-Al_2O_3 and plasma sprayed Cr_2O_3 coatings. *Ceramics International*. 2018; 44: 2351-2357.

Streszczenie

Procesy niszczenia biomateriałów są poważnym problemem, ograniczającym trwałość eksploatacyjną elementów wielu konstrukcji medycznych. Szczególnie istotne, choć często niesłusznie pomijane, jest zużycie frettingowe konstrukcji protetycznych i ortodontycznych. Środowisko płynów ustrojowych, zwłaszcza śliny, sprzyja rozwojowi korozji inicjowanej tarciem. W niniejszej pracy przedstawione zostały wyniki badań fretting-korozji wybranych biomateriałów metalicznych stosowanych w chirurgii stomatologicznej. Procesy tarcia realizowano z wykorzystaniem specjalnego testera tribologicznego zaprojektowanego i wykonanego na Wydziale Mechanicznym Politechniki Białostockiej. Badania prowadzono w środowisku śliny naturalnej i jej substytutu na bazie buforu fosforanowego. Testy korozyjne wykonano metodą potencjodynamiczną i potencjostatyczną, rejestrowano również zmiany potencjałów w obwodzie otwartym. Próbki po badaniach poddano ocenie mikroskopowej, z użyciem skaningowego mikroskopu elektronowego (SEM) oraz laserowego skaningowego mikroskopu konfokalnego (CLSM). Uzyskane wyniki badań wskazują na silny wpływ frettingu na procesy korozji, zwłaszcza w przypadku układów ze stali implantacyjnej 316L oraz stopu tytanu Ti6Al4V. Szczególną uwagę zwrócono na tworzenie warstewek granicznych i ich wpływ na procesy zużycia badanych stopów. W pracy przedstawiono również propozycję modelu fenomenologicznego niszczenia biomateriałów metalicznych w warunkach fretting-korozji. Model zakłada tworzenie tzw. pasty ściernej składającej się z tlenków metali i organicznych składników śliny. Powstająca pasta może w znacznym stopniu wpływać na intensyfikację zużycia wtórnego elementów pary trącej.

Słowa kluczowe: fretting-korozja, implanty, biomateriały, niszczenie, ślina

Rozdział 2
Wpływ parametrów procesu topienia laserowego oraz mikrostruktury i jej defektów na mechaniczne właściwości stopu Ti6Al4V scalanego wiązką lasera – studium literaturowe

Żaneta Anna MIERZEJEWSKA[*]

2.1. Wprowadzenie

Jedną z nowoczesnych metod wytwarzania implantów stomatologicznych i ortopedycznych jest laserowe topienie proszków metali (SLM, ang. *Selective Laser Melting*) – technologia addytywna polegająca na łączeniu kolejnych warstw proszku poprzez nagrzewanie cząstek wiązką światła laserowego [1]. W procesie SLM odpowiednio dobrana moc lasera prowadzi do całkowitego stopienia proszku, który następnie, w wyniku szybkiego odprowadzania ciepła, ulega krzepnięciu [2-4]. Z natury chropowata powierzchnia warstwy proszku poprawia chłonność lasera i dlatego wartości energii powierzchniowej wymagane do topienia są często niższe niż te stosowane w innych procesach obróbki laserowej, a dobór odpowiednich parametrów wiązki laserowej pozwala na stopienie proszku w ściśle określonych obszarach [5,6].

SLM jest procesem bardzo złożonym, w którym duża liczba parametrów może mieć wpływ na jakość otrzymywanych obiektów. Głównymi parametrami procesu SLM są: moc lasera, średnica wiązki laserowej, prędkość skanowania, wzorzec skanowania, odległość między liniami skanowania, właściwości i wielkość cząstek proszku, grubość warstwy proszku, temperatura w komorze i atmosfery ochronne [6-8]. Celem niniejszej pracy była analiza doniesień literaturowych dotyczących zagadnień topienia laserowego, umożliwiająca zrozumienie mechanizmów towarzyszących procesowi oraz wpływu doboru parametrów topienia na mikrostrukturę i mechaniczne właściwości otrzymywanych materiałów.

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: a.mierzejewska@pb.edu.pl

Mimo że technologie addytywne rozwijają się dynamicznie, ciągłym ograniczeniem jest stosunkowo nieliczna grupa materiałów proszkowych, które zostały skomercjalizowane dla technologii addytywnych i które mogą być przetapiane laserowo. Zatem większość badań nad SLM prowadzona jest na ograniczonej liczbie stopów metali. Obecnie w technologii addytywnej wykorzystuje się zaledwie kilkanaście różnych stopów, w tym stop Ti6Al4V, stosowany między innymi w aplikacjach biomedycznych.

2.2. Metodyka

W niniejszym rozdziale przedstawione zostały zagadnienia związane z selektywnym topieniem laserowym, szeroko wykorzystywanym w inżynierii biomedycznej. Opisano proces scalania proszków metali z wykorzystaniem wiązki laserowej oraz zmienne parametry tego procesu, rzutujące na ostateczny efekt konsolidacji. Analizie poddano mikrostrukturę stopu Ti6Al4V scalanego laserowo oraz wpływ uzyskanej mikrostruktury na jego właściwości mechaniczne. Podjęto także rozważania na temat defektów powstających w trakcie procesu scalania proszków metali wiązką laserową oraz wpływu tych defektów na mechaniczne właściwości stopu Ti6Al4V SLM. Studium literaturowe powstało w oparciu o pełne wersje anglojęzycznych artykułów naukowych opublikowanych w ostatnim dziesięcioleciu. Do wyszukiwania artykułów posłużyły liczne bazy danych publikacji naukowych, m.in.: Scopus, CORE, PubMedCentral (PMC) czy GoogleScholar, a także strony internetowe wydawnictw i czasopism publikujących artykuły z dziedziny inżynierii biomedycznej i materiałowej.

2.3. Wyniki

Głównym celem SLM jest wytwarzanie materiałów o odpowiedniej strukturze i właściwościach wytrzymałościowych [9]. Parametry procesu SLM determinują właściwości, mikrostrukturę, strukturę porowatości materiału oraz rodzaj powstałych defektów, które można w szerokim zakresie modyfikować [10].

2.3.1. Gęstość energii

Głównymi parametrami, które należy rozważyć w celu uzyskania optymalnej gęstości materiału, są: moc lasera, prędkość przesuwu wiązki lasera, odległość między liniami skanowania i grubość warstwy proszku. Parametry te są związane z gęstością energii

(E_s), determinują mikrostrukturę, wielkość i rodzaj defektów oraz właściwości mechaniczne [11]. Gęstość energii oblicza się na podstawie zależności (2.1):

$$E_s = \frac{P}{vht}[\mathrm{J/mm^3}] \tag{2.1}$$

gdzie:
P – moc lasera [W],
v – prędkość skanowania [mm/s],
h – odległość między dwoma sąsiednimi wektorami skanowania [mm],
t – grubość warstwy proszku [mm].

Celem zwiększania mocy jest umożliwienie topienia proszku przy większych prędkościach i większych głębokościach przenikania ciepła. Im wyższa jest prędkość skanowania, tym krócej nagrzewane są cząstki proszku, zatem dla danej mocy lasera czas na dyfuzję ciepła ulega skróceniu, powodując zwężenie obszaru roztopionego i strefy wpływu ciepła. Samo zwiększenie gęstości energii nie zawsze jest jednak odpowiednią metodą do osiągnięcia pełnej gęstości materiału [11-16]. Spierings i Levy wykazali związek między gęstością energii a gęstością próbki wykonanej z proszku stali nierdzewnej technologią SLM. Zauważyli oni, że gęstość próbki zwiększała się wraz ze wzrostem gęstości energii i zasugerowali, że możliwe jest uzyskanie optymalnej gęstości energii, unikając dzięki temu stosowania nadmiernej mocy i zbyt wolnej prędkości skanowania [17].

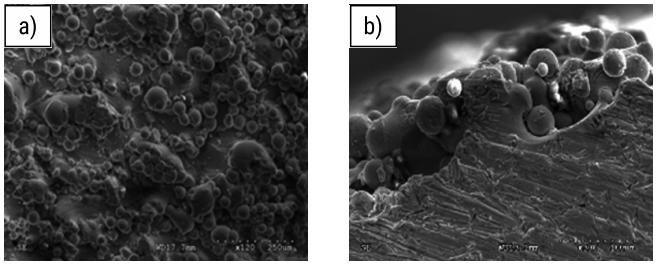
2.3.2. Moc lasera

Moc lasera jest terminem używanym do opisania dawki energii dostarczanej przez wiązkę lasera do złoża proszku w jednostce czasu, mierzonej w watach lub dżulach na sekundę. Odpowiednio dobrana powoduje, że proszek nagrzewa się błyskawicznie, uzyskując lepkość pozwalającą na połączenie sąsiadujących ze sobą cząsteczek. Moc lasera jest parametrem krytycznym, ponieważ ma duży wpływ na gęstość próbek, dokładność wykonania i chropowatość powierzchni [18]. Jeśli moc lasera jest zbyt niska, a prędkość skanowania zbyt wysoka, do złoża proszku dostarczana jest niedostateczna ilość energii, co w efekcie powoduje powstawanie wysoce porowatych spieków. Niższe wartości mocy muszą być więc kompensowane wolniejszymi prędkościami skanowania, co skutecznie obniża tempo budowy i całkowity czas wytwarzania elementu. Z kolei zbyt wysoka wartość mocy wywołuje naprężenia ścinające pomiędzy kolejnymi warstwami materiału, co może prowadzić do deformacji wytwarzanego elementu [19].

Poziom mocy stosowany w celu stopienia cząstek proszków stopu metalicznego w technologii SLM zwykle mieści się w przedziale 50-400 W dla laserów Nd: YAG, a wybór poziomu mocy zależy od wielu czynników, w tym przewodności cieplnej materiału czy chociażby oczekiwanej gęstości spieku [20].

2.3.3. Prędkość skanowania

Prędkość skanowania definiowana jest jako prędkość, z jaką laser przesuwa się po złożu proszku. Nowoczesne urządzenia SLM osiągają prędkości skanowania w zakresie od 0,1 do nawet 10 m/s, jednak w większości badań dotyczących technologii SLM wykorzystywano dotychczas prędkości z zakresu 0,1-1,5 m/s [21]. Wysokie prędkości skanowania sprzyjają szybszemu budowaniu i lepszej wydajności procesu, jednak związane są z nimi pewne wady. Jedną z nich jest niestabilność jeziorka roztopowego. Ze względu na siły ścinające powstające podczas skanowania z wysoką prędkością przesuwu lasera w obrębie jeziorka mogą wystąpić duże napięcia powierzchniowe. Zjawisko to występuje, gdy stopiony materiał nie zwilża podłoża leżącego pod spodem, wykazując tendencję do sferoidyzowania cieczy [22]. Ważną kwestią przy wysokich prędkościach skanowania jest również to, że duże siły ścinające mogą wyrzucać krople stopionego metalu poza obszar jeziorka roztopowego [22], powodując tym samym tworzenie się na powierzchni zbryleń (ang. *ball*, stąd efekt kulkowania, ang. balling effect), w efekcie istotnie zwiększając chropowatość i pogarszając jakość uzyskanych powierzchni (rys. 2.1).



RYSUNEK 2.1. Efekt kulkowania na powierzchni bocznej (a) i czołowej (b) próbki wykonanej ze stopu Ti6Al4V (1100 mm/s, 130W)

ŹRÓDŁO: opracowanie własne

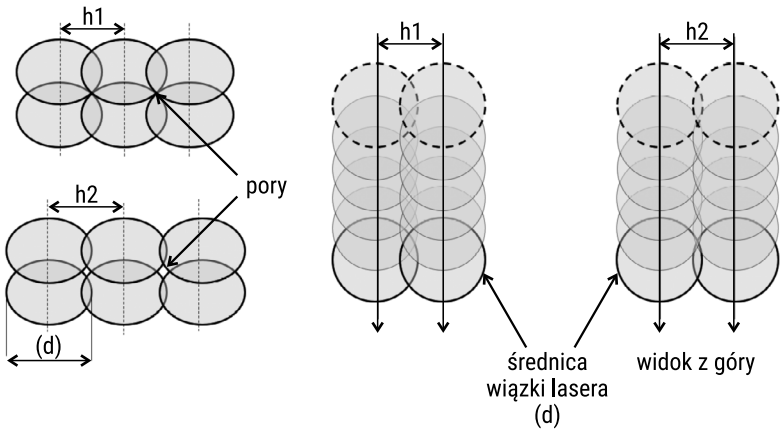
Maksymalna moc, którą można wykorzystać podczas procesu SLM, jest podyktowana przez zastosowany w urządzeniu laser, natomiast górny limit prędkości skanowania wyznacza bezwładność luster. Prędkość skanowania i moc lasera nie zmieniają się niezależnie od siebie, ponieważ celem procesu SLM jest tworzenie elementów pozbawionych porów i defektów mikrostruktury [23]. Zbyt duża moc przy niskich prędkościach przesuwu lasera powoduje, że do proszku doprowadzana jest nadmierna ilość ciepła. Stopiony materiał częściowo ulega odparowaniu, tworząc w strukturze dziury (tzw. *keyholes*), co umożliwia wiązce lasera wnikanie głęboko w materiał, powodując zapadanie się przetopionego już proszku i zatrzymywanie wewnątrz przetopów pęcherzyków gazowych [24, 25]. Z drugiej strony zbyt niskie wartości gęstości energii nie są w stanie zapewnić odpowiedniego połączenia pomiędzy kolejnymi warstwami, ponieważ głębokość penetracji wiązki lasera nie jest wystarczająca [26]. Równoważąc

odpowiednie wartości prędkości skanowania i mocy lasera, w efekcie otrzymuje się zestaw optymalnych parametrów scalania, nazywany oknem procesowym.

2.3.4. Odległość między ścieżkami skanowania

Optymalny odstęp między liniami skanowania jest ściśle związany ze średnicą wiązki lasera obejmującej powierzchnię, na której dochodzi do selektywnego scalania proszku. Efektywna średnica promienia lasera obejmuje obszar większy niż średnica wiązki, ponieważ w wyniku kondukcji ciepło ze strefy oddziaływania źródła energii rozprzestrzenia się na sąsiadujące powierzchnie. To z kolei prowadzi do powstawania międzycząsteczkowych wiązań w obszarze nieobjętym bezpośrednim działaniem wiązki lasera, natomiast skala zjawiska zależy przede wszystkim od jego mocy i prędkości skanowania [27]. Zmieniające się odstępy powodują większe lub mniejsze zachodzenie na siebie stopionego materiału i jednocześnie wpływają na porowatość materiału.

Gong i in. wykazali, że istnieje optymalny odstęp między liniami skanowania, generujący minimalną porowatość [28]. Jednocześnie Yadroitsev i in. udowodnili, że zbyt mała odległość między liniami skanowania również może wpływać na wzrost porowatości. Nakładanie się wektorów oraz ogniskowanie wiązki laserowej zbyt blisko przetopionego już materiału powoduje, że zestalony już obszar pochłania dodatkowe ciepło, a otaczający przetopiony materiał proszek, na skutek mniejszej ilości dostarczanej energii, może nie zostać całkowicie stopiony [29,30] (rys. 2.2).



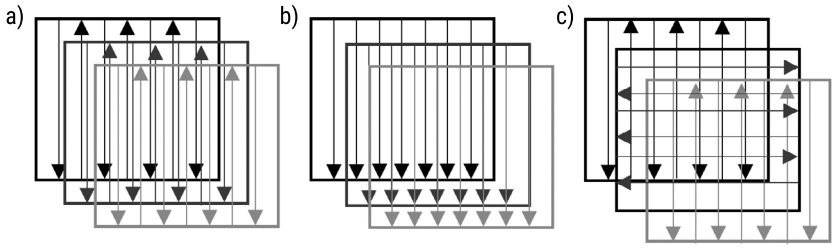
RYSUNEK 2.2. Efektywność średnicy promienia lasera przy uwzględnieniu różnych odległości miedzy ścieżkami skanowania; h – odległość między dwoma sąsiednimi wektorami skanowania

ŹRÓDŁO: [30].

2.3.5. Strategia skanowania

Obok niekontrolowanej porowatości innym problemem topienia laserowego są wewnętrzne naprężenia szczątkowe, negatywnie wpływające na właściwości mechaniczne [31]. Aby przeciwdziałać gromadzeniu się resztkowych naprężeń, drukarki SLM zwykle wykorzystują różne strategie skanowania, które mają na celu ograniczenie nadmiernej kumulacji ciepła [32].

Zasadniczo w procesach SLM stosowane są trzy różne strategie skanowania: jednokierunkowa, zygzak i krzyżowa (naprzemienna) – patrz rysunek 2.3.



RYSUNEK 2.3. Przykłady ścieżek skanowania: (a) zygzak, (b) jednokierunkowa i (c) skanowanie naprzemienne; strzałki wskazują kierunek przesuwu wiązki lasera

ŹRÓDŁO: [30].

W przypadku strategii skanowania jednokierunkowego i zygzakowego na początku i na końcu ścieżki skanowania moc lasera jest zwykle niestabilna, a prędkość skanowania zmienia się stopniowo, co prowadzi do zmiany gęstości i w efekcie – tworzenia się defektów [33]. Z kolei strategia skanowania krzyżowego powoduje, że rozkład energii jest bardziej jednorodny, co skutecznie zapobiega kumulacji i propagacji defektów.

Oprócz wymienionych strategii skanowania w literaturze znaleźć można również opis dwóch innych metod – skanowania wyspowego oraz skanowania ortogonalnego. Skanowanie wyspowe polega na podzieleniu jednej warstwy na kilkanaście obszarów, a następnie scaleniu ich w losowej kolejności, co umożliwia niwelowanie naprężeń resztkowych. Poszczególne warstwy skanowane są już z uwzględnieniem przesunięcia o zadaną wartość, co z kolei ma redukować ilość powstających w procesie defektów. O ile redukcja tych defektów jest możliwa wewnątrz wybranego obszaru, o tyle niestabilność energii dostarczanej przez laser i losowa kolejność skanowania powodują powstawanie licznych defektów na granicach spiekanych obszarów [34-37]. Skanowanie ortogonalne jest bardziej złożone – laser skanuje zachodzące na siebie strefy pomiędzy sąsiednimi ścieżkami, a po nałożeniu kolejnej warstwy proszku kierunek skanowania zmieniany jest o kąt 90°. Celem skanowania ortogonalnego jest zlikwidowanie defektów skutkujących niedokładnym stopieniem proszku pomiędzy ścieżkami skanowania [38].

2.3.6. Właściwości proszku

Rozmiar cząstek proszku, jak również rozkład wielkości cząstek odgrywają znaczącą rolę w procesie SLM. Wykorzystanie proszku o dużej objętości frakcji małych cząstek pozwala na pełne ich stopienie przy niższych gęstościach energii scalania, co rzutuje na uzyskanie niższej chropowatości powierzchni i obniżenie grubości warstwy [39]. Wang i in. zbadali wpływ różnych rozmiarów cząstek proszku stali nierdzewnej 316L na jakość elementów wywarzanych w procesie SLM. Uzyskane przez nich wyniki potwierdziły, że proszki metali o mniejszym rozmiarze mają tendencję do zmniejszania porowatości w wytwarzanych częściach. W przypadku proszku o średnicy cząstek 26-36 μm gęstość względna osiągnęła wartość 99,75%, natomiast dla cząstek o średnicy 50 μm gęstość względna wyniosła już tylko 97,5% [40]. Li i in. badali wpływ kształtu cząstek proszku ze stali nierdzewnej 316L na końcowe właściwości wyrobu. Wykorzystali dwie odmienne techniki otrzymywania proszków – rozpylanie gazem i wodą. Rezultaty przeprowadzonych badań wykazały, że elementy wytworzone z proszków rozpylanych gazowo charakteryzowały się wyższą gęstością względną i mniejszą porowatością, co można przypisać różnicom w morfologii, gęstości upakowania, sypkości i zawartości tlenu między dwoma cząstkami proszku [41].

W technologii SLM maksymalna grubość warstwy nie powinna być większa niż rozmiar cząstek proszku. Jest to istotne, ponieważ znajdująca się poniżej stopiona już warstwa proszku musi zostać ponownie nadtopiona, aby utworzyć silne wiązanie fuzyjne [42]. Stopień przetopienia zależy od energii pochłanianej przez warstwę proszku, w związku z czym istnieje ogólna zgoda co do tego, że mniejsza grubość warstwy ułatwi powstawanie wiązań między warstwami. W wyniku tego elementy scalane będą charakteryzowały się większą gęstością [43].

2.3.7. Atmosfera ochronna

Najbardziej szkodliwy dla przebiegu reakcji scalania laserowego jest tlen obecny w komorze spiekania w postaci tlenków utworzonych na powierzchni cząstek lub w postaci gazu, który został wchłonięty podczas nieodpowiedniego przechowywania proszku [44]. Aby zminimalizować i zneutralizować obecność tlenu w komorze roboczej wprowadza się do niej gazy tworzące atmosferę ochronną. Obecnie najczęściej stosowanymi atmosferami są: próżnia, próżnia z gazem obojętnym lub redukującym, gazy obojętne oraz gazy redukujące tlenki [45]. Atmosfery ochronne zabezpieczają przed utlenianiem, wpływając tym samym na poprawę warunków zwilżania. Jednakże ich przydatność i względne znaczenie każdej z nich są źródłem wielu dyskusji [46].

Obok atmosfery ochronnej ważnym etapem w kontrolowaniu utleniania jest również kondycjonowanie proszku przed spiekaniem (odgazowywanie próżniowe lub ekspozycja na strumień gazów obojętnych bądź redukujących), a zaniechanie

tej czynności skutkuje powstawaniem defektów, które uniemożliwiają prawidłowe połączenie pomiędzy kolejnymi warstwami wskutek resztkowej obecności tlenu [47-49].

2.4. Dyskusja

Mikrostruktura stopu Ti6Al4V wytworzonego technologią SLM zbudowana jest w całości z martenzytycznej fazy α' [18]. Można to przypisać wysokim szybkościom nagrzewania i chłodzenia zestalonego proszku, które są nieodłącznie związane z procesem SLM [50]. Drobna struktura martenzytyczna α' warunkuje wysoką granicę plastyczności, wysoką wytrzymałość na rozciąganie (UTS) powyżej 1 GPa, ale także niską wartość wydłużenia, nieprzekraczającą 10%, a więc niższą niż wykazują materiały kute i odlewane [31,51-53].

Badania wykazały, że wspólną cechą mikrostruktur wytworzonych techniką SLM są ziarna kolumnowe. Ziarna te rosną wzdłuż granic pierwotnych ziaren β, w kierunku zgodnym z kierunkiem scalania i są wynikiem powtarzających się cykli nagrzewania i krzepnięcia. Przy przechodzeniu przez linię likwidusu wzrost ziaren pierwotnej fazy β zachodzi bardzo szybko, a ziarna te są zorientowane pionowo, zgodnie z kierunkiem scalania [54]. Wiązka laserowa tworzy obszar stopionego materiału, z którego ciepło jest przekazywane do otoczenia i do już zestalonych warstw. Ponieważ materiał poniżej górnej warstwy jest ponownie częściowo topiony, ziarna rosną epitaksjalnie z warstwy poniżej. Powoduje to, że ziarna te rozciągają się na kilka warstw, a kierunek ich wzrostu jest zgodny z gradientem temperatury [55].

Niektórzy badacze sugerują, że obecność ziaren kolumnowych w próbkach SLM może powodować anizotropowe właściwości mechaniczne w stanie surowym (bezpośrednio po spiekaniu). W odniesieniu do właściwości mechanicznych wykazano, że pęknięcia mają skłonność do rozprzestrzeniania się właśnie wzdłuż ziaren kolumnowych [56]. W zależności od kierunku działania sił rozciągających i orientacji ziaren kolumnowych obserwowano różnice w ciągliwości próbek scalanych w kierunku wertykalnym i horyzontalnym. Podczas gdy wytrzymałość na rozciąganie wynosiła 1060 MPa w obu kierunkach, wydłużenie wynosiło odpowiednio 11% i 14% dla próbek scalanych w orientacji wertykalnej i horyzontalnej [47, 48].

Wykorzystanie SLM jako techniki produkcyjnej ma duże znaczenie, jednak kluczowe jest zrozumienie możliwości i ograniczeń procesu dla stopu Ti6Al4V, który wciąż jest przedmiotem szeroko zakrojonych badań. Przemiany fazowe w wyniku obróbki cieplnej i uzyskana w efekcie mikrostruktura stopu mają niebagatelny wpływ na właściwości mechaniczne materiału [51, 57]. Omawiając chociażby właściwości zmęczeniowe – czynnikiem dominującym w przypadku zmęczenia wysokocyklowego jest odporność na zarodkowanie pęknięć, a w przypadku zmęczenia niskocyklowego ważna jest odporność na propagację drobnych pęknięć powierzchniowych [58]. Granice kolonii płytek martenzytycznych są silnymi przeszkodami dla propagacji

mikropęknięć. W konsekwencji niskocyklowa wytrzymałość zmęczeniowa poprawia się wraz ze wzrostem szybkości chłodzenia i zmniejszaniem wielkości kolonii. Według Lütjeringa najważniejszym parametrem mikrostrukturalnym określającym właściwości mechaniczne dla stopu tytanu α+β jest rozmiar kolonii α. Im mniejsze są te kolonie i krótsze płaszczyzny poślizgu, tym granica plastyczności, ciągliwość i odporność na propagację pęknięć są wyższe [59].

Na właściwości mechaniczne stopu Ti6Al4V SLM wpływa również tekstura fazy Ti-α. Zhao i in. przeprowadzili szereg badań w celu określenia wpływu mikrostruktury i tekstury na właściwości materiału scalanego warstwowo i sformułowali kilka wniosków ogólnych. Ich praca ujawniła, że:

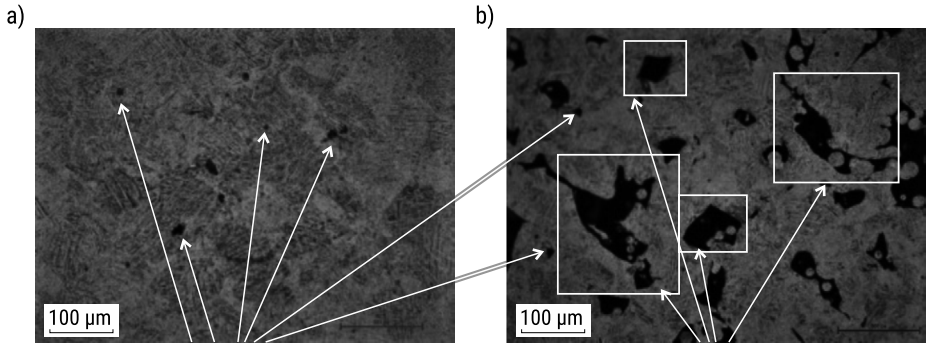
- orientacja płaszczyzny podstawowej w odniesieniu do kierunku obciążenia ma pierwszorzędne znaczenie,
- granica plastyczności była najwyższa, gdy kierunek obciążenia był normalny do płaszczyzny podstawowej, a najniższa w orientacji pod kątem 45°, wywołując maksymalne naprężenie ścinające na płaszczyźnie podstawowej,
- tekstura nie ma niemal żadnego wpływu na ciągliwość [60].

Odnosząc się do obciążeń wysokocyklowych badacze stwierdzili, że najwyższa trwałość zmęczeniowa w próżni była osiągana dla obciążenia osiowego normalnego do płaszczyzny podstawowej, podczas gdy w atmosferze powietrza odporność zmęczeniowa gwałtownie spadała. W pracy tej sformułowano wniosek, że wytrzymałość zmęczeniową można w stopach dwufazowych zwiększyć poprzez poprawę jakości powierzchni lub wprowadzenie do struktury odpowiednich pierwiastków stopowych [61].

Zmiany mikrostruktury stopu Ti6Al4V scalanego wiązką laserową podczas obróbki cieplnej są o wiele bardziej złożone niż w przypadku odkuwki lub materiału odlewanego. Podczas obróbki cieplnej po procesie SLM w temperaturze powyżej 800°C faza α' ulega rozkładowi na fazę α+β. Wraz ze wzrostem temperatury podczas obróbki cieplnej ziarna α i β stają się grubsze, co w znacznym stopniu wpływa na kształtowanie wynikowych właściwości mechanicznych materiału. Wpływ obróbki cieplnej na właściwości mechaniczne istotnie zależy od początkowej fazy α' i dynamiki jej rozkładu podczas obróbki cieplnej [62]. Zależność plastyczności od temperatury obróbki cieplnej okazuje się być zróżnicowana – niektórzy badacze obserwowali tendencję do wzrostu plastyczności wraz ze wzrostem temperatury [63-65], podczas gdy inni zaobserwowali tendencję spadkową [66-68]. Vrancken i in. przeanalizowali wpływ różnych obróbek cieplnych na mikrostruktury elementów scalanych technologią SLM z uwzględnieniem różnych czasów, temperatur i szybkości chłodzenia. Oryginalna struktura α' została przekształcona w płytkową mieszaninę α+β przy ogrzewaniu poniżej 1000°C, a cechy pierwotnej mikrostruktury (ziarna kolumnowe) zostały zachowane. Po obróbce cieplnej powyżej tej temperatury zaobserwowano natomiast wyraźną zmianę mikrostruktury – kolumnowe ziarna β uległy przekształceniu w ziarna równoosiowe [67].

Ze względu na złożoność procesu topienia nieuchronne jest powstawanie defektów, które generowane są w wyniku wyboru niepoprawnych parametrów [68]. Zhang B. i in. dzielą je na trzy podstawowe grupy: pory (rys. 2.1.4a), nieciągłości materiału (rys. 2.1.4b) i pęknięcia [69]. Pory gazowe działają jak koncentratory naprężeń podczas obciążenia mechanicznego i są postrzegane jako defekty zmniejszające trwałość zmęczeniową i ostateczne wydłużenie próbek i elementów wykonanych metodą SLM. Z tego powodu jednym z ważkich tematów poruszanych w opracowaniach naukowych jest wpływ porowatości na właściwości mechaniczne części konstrukcyjnych SLM.

Zbyt niska energia lasera uniemożliwia poprawne zestalenie kolejnych warstw materiału z powodu niewystarczającej ilości ciepła i stopionego metalu, który w procesie krzepnięcia powinien utworzyć silne wiązania z warstwą leżącą poniżej [12]. W związku z tym defekty będące efektem nieciągłości materiału zwykle zlokalizowane są między ścieżkami skanowania i osadzanymi warstwami. Nieciągłości materiału mogą być również spowodowane obecnością tlenków, których powstawanie w procesach scalania laserowego wiąże się z resztkową zawartością tlenu. Tlenki zlokalizowane na powierzchni proszku zmniejszają jego zwilżalność i przepływ roztopionego proszku zostaje zablokowany, co prowadzi do utworzenia słabych wiązań między warstwami [70]. Ze względu na wysoką reaktywność stosowanych stopów niezbędne jest przetwarzanie proszków w atmosferze ochronnej gazów osłonowych [65]. W procesie SLM szybkość chłodzenia stopionej kropli metalu osiąga 10^8 K/s [10], co powoduje duży gradient temperatury i odpowiednio duże resztkowe naprężenie termiczne w wytwarzanej części. Wysoki gradient temperatury w połączeniu z dużym naprężeniem szczątkowym często powoduje inicjację i propagację pęknięć. Skutecznym sposobem na zmniejszenie naprężenia szczątkowego może być ogrzewanie podłoża, ponowne skanowanie każdej warstwy lub obróbka cieplna [33, 68, 69, 71, 72].



RYSUNEK 2.4. Defekty mikrostruktury elementów wykonywanych technologią SLM: (a) sferyczne pory, (b) pory wynikające z nieciągłości materiału z niestopionymi cząstkami proszku

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Obecność defektów w mikrostrukturze wpływa na obniżenie wytrzymałości zmęczeniowej w wyniku punktowej koncentracji naprężeń. Morfologia, liczba, rozmiar i lokalizacja defektów mają znaczny wpływ na trwałość zmęczeniową części wykonanych technologią SLM, przy czym oddziaływanie defektów sferycznych na trwałość zmęczeniową jest niewielkie ze względu na ich regularne kształty i niewielkie rozmiary [28, 70]. Qui i in. oraz Wang L. i in. na podstawie przeprowadzonych analiz udowodnili, że trwałość zmęczeniowa próbek otrzymywanych technologią SLM uległa znacznemu zmniejszeniu dopiero, gdy udział defektów sferycznych przekroczył poziom poniżej 5%. Z kolei defekty o nieregularnych kształtach i przypadkowym rozmieszczeniu, o udziale nawet do 1% okazały się mieć istotny wpływ na trwałość zmęczeniową [40, 52]. Kasperovich i in. testowali próbki, które zostały poddane różnym rodzajom obróbki cieplnej – miały one na celu zniwelowanie mikropęknięć w strukturze i poprawienie wytrzymałości zmęczeniowej. Z przeprowadzonych badań wynikało, że proces obróbki cieplnej wpłynął jedynie na poprawę mikrostruktury, jednak nie wyeliminował jej defektów, w związku z czym poprawa trwałości zmęczeniowej była znikoma [45]. Nie bez znaczenia dla wytrzymałości zmęczeniowej była również lokalizacja defektów. Defekty znajdujące się blisko powierzchni obniżyły trwałość zmęczeniową w większym stopniu niż te zlokalizowane w głębszych warstwach. [31, 51, 71-74]. Ponieważ trudno jest dokładnie kontrolować typ, liczbę i lokalizację defektów w scalanej laserowo części, wytrzymałość zmęczeniowa może być różna nawet w sytuacji, gdy proces wytwórczy przeprowadzany jest przy użyciu stałych parametrów. W związku z tym wytrzymałość zmęczeniowa elementów wytwarzanych technologią SLM nadal budzi wątpliwości i wymaga dalszych badań w celu poprawienia trwałości.

2.5. Podsumowanie i wnioski

SLM jest procesem bardzo złożonym, w którym na jakość otrzymywanych elementów wpływ ma kilka różnych parametrów. Ich analiza umożliwia nie tylko prawidłowy ich dobór, ale przede wszystkim zrozumienie zachodzących w procesie mechanizmów. W SLM głównymi parametrami procesu są moc lasera, prędkość skanowania, wzorzec skanowania, odległość między liniami skanowania, właściwości i gradacja proszku, grubość warstwy, stosowane atmosfery ochronne. Jak wskazano w tekście, moc lasera i prędkość jego przesuwu wpływają na gęstość energii dostarczanej do złoża proszku. Zbyt mała gęstość energii prowadzi do powstawania nieciągłości w topionym materiale, co uniemożliwia uzyskanie spójności między kolejnymi warstwami. Z kolei zbyt wysoka powoduje parowanie i jonizację cząstek proszku oraz wywołuje efekt kulkowania. Niepoprawnie dobrana odległość między ścieżkami skanowania wpływa na wzrost porowatości materiału i powstawanie defektów mikrostruktury, podobnie jak źle dobrany wzorzec skanowania. Duże znaczenie mają także

odpowiednia morfologia, wielkość cząstek proszku i grubość warstwy poddawanej topieniu – im są większe, tym trudniejsze jest uzyskanie spójności między topionymi warstwami, wzrasta porowatość, a dokładność wymiarowa – zmniejsza się. Jednym z problemów związanych z wytwarzaniem elementów scalanych wiązką laserową jest słabość wiązań między kolejnymi warstwami oraz to, że właściwości mechaniczne wykazują znaczny stopień anizotropii z powodu specyficznej mikrostruktury – ziaren kolumnowych i tekstury. Dodatkowo, w wyniku wysokich szybkości chłodzenia, dochodzi do tworzenia się metastabilnych struktur oraz powstawania defektów, które obniżają mechaniczne właściwości materiałów wytwarzanych technologią SLM. Innym efektem wysokich szybkości chłodzenia są naprężenia szczątkowe, które mogą powodować odkształcanie i pękanie scalanych elementów. Należy więc wyraźnie podkreślić, że pomimo wielu zalet technologia SLM nie jest pozbawiona wad. Dlatego też bardzo istotne jest opracowanie takich parametrów procesu, by elementy otrzymywane tą technologią spełniały wszystkie normy i kryteria, szczególnie te przewidziane dla materiałów implantacyjnych.

Bibliografia

[1] Vayre B, Vignat F, Villeneuve F. Metallic additive manufacturing: state-of-the-art review and prospect. *Mechanics & Industry*. 2012; 13(2): 89-96.

[2] Petrovic V, Vicente J, Jordá O, Delgado J, Ramón J, Portolés L. Additive layered manufacturing: sectors of industrial application shown through case studies. *International Journal of Production Research*. 2011; 49(4): 1061-1079.

[3] Vayre B, Vignat F, Villeneuve F. Identification on some design key parameters for additive manufacturing: application on electron beam melting. *Procedia CIRP*. 2013; 7: 264-269.

[4] Pinkerton AJ. Lasers in additive manufacturing. *Optics & Laser Technology*. 2016; 78: 25-32.

[5] Patterson AE, Messimer SL, Farrington PA. Overhanging features and the DMLS/DMLS residual stresses problem: Review and future research need. *Technologies*. 2017; 5(2): 15.

[6] Brezinová J, Hudák R, Guzanová A, Draganovská D, Ižaríková G, Koncz J. Direct metal laser sintering of Ti-6Al-4V for biomedical applications: Microstructure, corrosion properties, and mechanical treatment of implants. *Metals*. 2016; 6(7): 171.

[7] Guzanová A, Ižaríková G, Brezinová J, Živčák J, Draganovská D, Hudák R. Influence of Build Orientation, Heat Treatment, and Laser Power on the Hardness of Ti-6Al-4V Manufactured Using the DMLS Process. *Metals*. 2017; 7(8): 318.

[8] Wang XC, Laoui T, Bonse J, Kruth JP, Lauwers B, Froyen L. Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2002; 19(5): 351-357.

[9] Li Y, Gu D. Parametric analysis of thermal behavior during selective laser melting additive manufacturing of aluminum alloy powder. *Materials & Design*. 2014; 63: 856-867.

[10] Li XP, Van Humbeeck J, Kruth JP. Selective laser melting of weak-textured commercially pure titanium with high strength and ductility: A study from laser power perspective. *Materials & Design*. 2017; 116: 352-358.

[11] Aboulkhair NT, Everitt NM, Ashcroft I, Tuck C. Reducing porosity in AlSi10Mg parts processed by selective laser melting. *Additive Manufacturing*. 2014; 1: 77-86.

[12] Li Y, Gu D. Parametric analysis of thermal behavior during selective laser melting additive manufacturing of aluminum alloy powder. *Materials & Design*. 2014; 63: 856-867.

[13] Li XP, Van Humbeeck J, Kruth JP. Selective laser melting of weak-textured commercially pure titanium with high strength and ductility: A study from laser power perspective. *Materials & Design*. 2017; 116: 352-358.

[14] Valentan B, Brajlih T, Drstvenšek I, Balič J. Development of a part-complexity evaluation model for application in additive fabrication technologies. *Strojniški vestnik – Journal of Mechanical Engineering*. 2012; 57(10): 709-718.

[15] Mazurkiewicz A, Nędzi B. Ocena jakości wykonania wybranego elementu z proszków metali metodą laserowego wytwarzania przyrostowego. *Autobusy: technika, eksploatacja, systemy transportowe*. 2016; 17(12): 1204-1211.

[16] Stwora A, Skrabalak G. Wpływ parametrów technologicznych procesu selektywnego topienia laserowego na wybrane właściwości elementów wykonanych z proszków stopu AlSi10Mg. *Mechanik*. 2016; 3: 206-209.

[17] Spierings AB, Levy G. Comparison of density of stainless steel 316L parts produced with selective laser melting using different powder grades. *Proceedings of the Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium*. 2009; 342-353.

[18] Mezzetta J. *Process-property relationships of Ti-6Al-4V fabricated through selective laser melting*. Doctoral dissertation. Montreal, QC, Canada: McGill University; 2016.

[19] Delgado J, Ciurana J, Rodríguez CA. Influence of process parameters on part quality and mechanical properties for DMLS and DMLS with iron-based materials. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2012; 60(5-8): 601-610.

[20] Laoui T, Wang X, Childs THC, Kruth JP, Froyen L. Laser penetration in a powder bed during selective laser sintering of metal powders: simulations versus experiments. *Proc. SFF Symp*. 2000; 7-9.

[21] Xu W, Brandt M, Sun S, Elambasseril J, Liu Q, Latham K, Xia K, Qian M. Additive manufacturing of strong and ductile Ti6-Al-4V by selective laser melting via in situ martensite decomposition. *Acta Materialia*. 2015; 85: 74-84.

[22] Gu D, Shen Y. Balling phenomena in direct laser sintering of stainless steel powder: Metallurgical mechanisms and control methods. *Materials & Design*. 2018; 30(8): 2903-2910.

[23] Gusarov AV, Pavlov M, Smurov I. Residual stresses at laser surface remelting and additive manufacturing. *Physics Procedia*. 2011; 12: 248-254.

[24] Attar H, Calin M, Zhang LC, Scudino S, Eckert J. Manufacturby selective laser melting and mechanical behavior of commercially pure titanium. *Materials Science and Engineering: A*. 2014; 593: 170-177.

[25] Wang, D, Dou W, Yang Y. Research on selective laser melting of Ti6Al4V: Surface morphologies, optimized processing zone, and ductility improvement mechanism. *Metals*. 2018; 8(7): 471.

[26] Cardaropoli F, Alfieri V, Caiazzo F, Sergi V. Dimensional analysis for the definition of the influence of process parameters in selective laser melting of Ti–6Al–4V alloy. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*. 2012; 226(7): 1136-1142.

[27] Loh LE, Chua CK, Yeong WY, Song J, Mapar M, Sing SL., Zhang DQ. Numerical investigation and an effective modelling on the Selective Laser Melting (DMLS) process with aluminium alloy 6061. *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2015; 80: 288-300.

[28] Gong H, Rafi K, Gu H, Ram GJ, Starr T, Stucker B. Influence of defects on mechanical properties of Ti–6Al–4 V components produced by selective laser melting and electron beam melting. *Materials & Design*. 2015; 86: 545-554.

[29] Yadroitsev I, Smurov I. Surface morphology in selective laser melting of metal powders. *Physics Procedia*. 2011; 12: 264-270.

[30] Leuders S, Thöne M, Riemer A, Niendorf T, Tröster T, Richard HA, Maier HJ. On the mechanical behaviour of titanium alloy TiAl6V4 manufactured by selective laser melting: Fatigue resistance and crack growth performance. *International Journal of Fatigue*. 2013; 48: 300-307.

[31] Agius D, Kourousis KI, Wallbrink C, Song T. Cyclic plasticity and microstructure of as-built DMLS Ti-6Al-4V: The effect of build orientation. *Materials Science and Engineering: A*. 2017; 701: 85-100.

[32] Simonelli M, Tse YY, Tuck C. Effect of the build orientation on the mechanical properties and fracture modes of DMLS Ti–6Al–4V. *Materials Science and Engineering: A*. 2014; 616: 1-11.

[33] Thijs L, Verhaeghe F, Craeghs T, Van Humbeeck J, Kruth JP. A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti–6Al–4V. *Acta Materialia*. 2010; 58(9): 3303-3312.

[34] Surreddi KB, Oikonomou C, Karlsson P, Olsson M, Pejryd L. In-situ Micro-tensile Testing of Additive Manufactured Maraging Steels in the SEM: Influence of Build Orientation, Thickness and Roughness on the Resulting Mechanical Properties, In Euro PM2017 Congress & Exhibition, Milan, Italy, 1–5 October 2017.

[35] Read N, Wang W, Essa K, Attallah MM. Selective laser melting of AlSi10Mg alloy: Process optimisation and mechanical properties development. *Materials & Design (1980-2015)*. 2015; 65: 417-424.

[36] Lu B, Ou H, Shi SQ, Long H, Chen J. Titanium based cranial reconstruction using incremental sheet forming. *International Journal of Material Forming*. 2016; 9(3): 361-370.

[37] Geiger F, Kunze K, Etter T. Tailoring the texture of IN738LC processed by selective laser melting (DMLS) by specific scanning strategies. *Materials Science and Engineering: A*. 2016; 661: 240-246.

[38] Karapatis NP, Egger G, Gygax PE, Glardon R. Optimization of powder layer density in selective laser sintering. *Proc. of Solid Freeform Fabrication Symposium*. 1999; 255-263.

[39] Warnke PH, Douglas T, Wollny P, Sherry E, Steiner M, Galonska S, Sivananthan S. Rapid prototyping: porous titanium alloy scaffolds produced by selective laser melting for bone tissue engineering. *Tissue Engineering, Part C: Methods*. 2008; 15(2): 115-124.

[40] Li R, Shi Y, Wang Z, Wang L, Liu J, Jiang W. Densification behavior of gas and water atomized 316L stainless steel powder during selective laser melting. *Applied Surface Science*. 2010; 256(13): 4350-4356.

[41] Mazumder J, Donmez A. Additive manufacturing: current state, future potential, gaps and needs, and recommendations. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. 2015; 137(1): 014001.

[42] Mercelis P, Kruth JP. Residual stresses in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*. 2006; 12(5): 254-265.

[43] Kurzynowski T, Chlebus E, Kuźnicka B, Reiner J. Parameters in selective laser melting for processing metallic powders. *High Power Laser Materials Processing: Lasers, Beam Delivery, Diagnostics, and Applications* (Vol. 8239, p. 823914). International Society for Optics and Photonics; 2012.

[44] Kazantseva N, Krakhmalev P, Yadroitsev I, Fefelov A, Merkushev A, Ilyinikh M, Kurennykh T. Oxygen and nitrogen concentrations in the Ti-6Al-4V alloy manufactured by direct metal laser sintering (dmls) process. *Materials Letters*. 2017; 209: 311-314.

[45] Kasperovich G, Haubrich J, Gussone J, Requena G. Correlation between porosity and processing parameters in TiAl6V4 produced by selective laser melting. *Materials & Design*. 2016; 105: 160-170.

[46] Wauthle R, Vrancken B, Beynaerts B, Jorissen K, Schrooten J, Kruth JP, Van Humbeeck J. Effects of build orientation and heat treatment on the microstructure and mechanical properties of selective laser melted Ti-6Al-4V lattice structures. *Additive Manufacturing*. 2015; 5: 77-84.

[47] Carroll BE, Palmer TA, Beese AM. Anisotropic tensile behavior of Ti–6Al–4V components fabricated with directed energy deposition additive manufacturing. *Acta Materialia*. 2015; 87: 309-320.

[48] Gusarov AV, Yadroitsev I, Bertrand P, Smurov I. Heat transfer modelling and stability analysis of selective laser melting. *Applied Surface Science*. 2007; 254(4): 975-979.

[49] Thompson MK, Moroni G, Vaneker T, Fadel G, Campbell RI, Gibson I, Martina F. Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints. *CIRP Annals*. 2016; 65(2): 737-760.

[50] Qiu C, Adkins NJ, Hassanin H, Attallah MM, Essa K: In-situ shelling via selective laser melting: Modelling and microstructural characterization. *Materials & Design*. 2015; 87: 845-853.

[51] Leuders S, Lieneke T, Lammers S, Tröster T, Niendorf T. On the fatigue properties of metals manufactured by selective laser melting – The role of ductility. *Journal of Materials Research*. 2014; 29(17): 1911-1919.

[52] Knowles CR, Becker TH, Tait RB. Residual stress measurements and structural integrity implications for selective laser melted Ti-6Al-4V. *South African Journal of Industrial Engineering*. 2012; 23(3): 119-129.

[53] Vrancken B, Thijs L, Kruth JP, Van Humbeeck J. Heat treatment of Ti-6Al-4V produced by Selective Laser Melting: Microstructure and mechanical properties. *Journal of Alloys and Compounds*. 2012; 541: 177-185.

[54] Shunmugavel M, Polishetty A, Littlefair G. Microstructure and Mechanical Properties of Wrought and Additive Manufactured Ti-6Al-4 V Cylindrical Bars. *Procedia Technology*. 2015; 20: 231-236.

[55] Zhang Y, Bernard A, Harik R, Karunakaran KP. Build orientation optimization for multi-part production in additive manufacturing. *Journal of Intelligent Manufacturing*. 2017; 28(6): 1393-1407.

[56] Tong J, Bowen CR, Persson J, Plummer A. Mechanical properties of titanium-based Ti–6Al–4V alloys manufactured by powder bed additive manufacture. *Materials Science and Technology*. 2017; 33(2): 138-148.

[57] Popovich A, Sufiiarov V, Borisov E, Polozov I. Microstructure and Mechanical Properties of Ti-6AL-4V Manufactured by DMLS. *Key Engineering Materials*. 2015; 651: 677-682.

[58] Lütjering G, Williams JC. Alpha+ beta alloys. *Titanium*. 2007; 203-258.

[59] Frazier WE. Metal additive manufacturing: a review. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2014; 23(6): 1917-1928.

[60] Filip R, Kubiak K, Ziaja W, Sieniawski J. The effect of microstructure on the mechanical properties of two-phase titanium alloys. *Journal of Materials Processing Technology*. 2003; 133(1-2): 84-89.

[61] Calignano F. Design optimization of supports for overhanging structures in aluminum and titanium alloys by selective laser melting. *Materials & Design*. 2014; 64: 203-213.
[62] Zhang S, Gui R, Wei Q. Cracking behavior and formation mechanism of TC4 alloy formed by selective laser melting. *Journal of Mechanical Engineering*. 2013; 49(23): 21-27.
[63] Kumar P, Ramamurty U. Microstructural optimization through heat treatment for enhancing the fracture toughness and fatigue crack growth resistance of selective laser melted Ti6Al4V alloy. *Acta Materialia*. 2019; 169: 45-59.
[64] Tian XJ, Zhang SQ, Wang HM. The influences of anneal temperature and cooling rate on microstructure and tensile properties of laser deposited Ti–4Al–1.5 Mn titanium alloy. *Journal of Alloys and Compounds*. 2014; 608: 95-101.
[65] Kasperovich G, Hausmann J. Improvement of fatigue resistance and ductility of TiAl6V4 processed by selective laser melting. *Journal of Materials Processing Technology*. 2015; 220: 202-214.
[66] Chlebus E, Kuźnicka B, Kurzynowski T, Dybała B. Microstructure and mechanical behaviour of Ti–6Al–7Nb alloy produced by selective laser melting. *Materials Characterization*. 2011; 62(5): 488-495.
[67] Hansen N. Hall–Petch relation and boundary strengthening. *Scripta Materialia*. 2004; 51(8): 801-806.
[68] Qiu C, Adkins NJ, Attallah MM. Microstructure and tensile properties of selectively laser--melted and of HIPed laser-melted Ti–6Al–4V. *Materials Science and Engineering: A*. 2013; 578: 230-239.
[69] Xu W, Sun S, Elambasseril J, Liu Q, Brandt M, Qian M. Ti-6Al-4V additively manufactured by selective laser melting with superior mechanical properties. *Journal of Manufacturing*. 2015; 67(3): 668-673.
[70] Simonelli M, Tse YY, Tuck C. The formation of α+ β microstructure in as-fabricated selective laser melting of Ti–6Al–4V. *Journal of Materials Research*. 2014; 29(17): 2028-2035.
[71] Zhang B, Li Y, Bai Q. Defect formation mechanisms in selective laser melting: a review. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*. 515-527; 2017: 30(3).
[72] Zhou X, Wang D, Liu X, Zhang D, Qu S, Ma J, Liu W. 3D-imaging of selective laser melting defects in a Co–Cr–Mo alloy by synchrotron radiation micro-CT. *Acta Materialia*. 2015; 98: 1-16.
[73] Attar H, Bönisch M, Calin M, Zhang LC, Scudino S, Eckert J. Selective laser melting of in situ titanium–titanium boride composites: processing, microstructure and mechanical properties. *Acta Materialia*. 2014; 76: 13-22.
[74] Leuders S, Vollmer M, Brenne F, Tröster T, Niendorf T. Fatigue strength prediction for titanium alloy TiAl6V4 manufactured by selective laser melting. *Metallurgical and Materials Transactions: A*. 2015; 46(9): 3816-3823.

Streszczenie

Technologie generatywne okazały się być przełomowe wśród rozwiązań nowoczesnych technologii i stanowią obszar wielu badań oraz opracowań. Jednak pomimo ogromnego zainteresowania tematem selektywnego topienia laserowego wiele zagadnień pozostaje nierozwiązanych. Celem pracy była analiza wpływu

parametrów procesu selektywnego topienia laserowego oraz powstałej w wyniku tego procesu mikrostruktury na mechaniczne właściwości otrzymywanych materiałów. Z przeprowadzonych analiz wynika, że ze względu na dużą liczbę zmiennych parametrów technologicznych właściwości otrzymanych materiałów znacznie się różnią. Szczególnie problematyczne w technologii selektywnego topienia laserowego są: charakterystyczna mikrostruktura martenzytyczna, która warunkuje wysoką wytrzymałość i niską ciągliwość oraz tworzące się w strukturze defekty, które istotnie tę wytrzymałość obniżają. Parametrami, które znacząco wpływają na gęstość materiału topionego laserowo, jego strukturę i właściwości mechaniczne oraz na jakość powierzchni są prędkość skanowania i moc lasera.

Słowa kluczowe: selektywne scalania laserowe, selektywne topienie laserowe, technologie addytywne

Rozdział 3
Wpływ parametrów spiekania na strukturę β-fazowych stopów Ti-xMo-3Fe

Patrycja MILEWSKA[*]*, Zbigniew OKSIUTA*[**]

3.1. Wstęp

Zainteresowanie zastosowaniem stopów tytanu o jednofazowej strukturze β w dziedzinie implantologii jest w ostatnich latach bardzo zauważalne. Dzięki swoim szczególnym własnościom stanowią konkurencję dla szeroko stosowanych dwufazowych stopów α+β przede wszystkim dzięki możliwości wyeliminowania obecność toksycznych dla organizmu pierwiastków, takich jak wanad czy aluminium. W stopach tytanu o strukturze β, regularnej, przestrzennie centrowanej (RPC) jako dodatki stopowe stosowane są m.in. niob, cyrkon, molibden i tantal, które są lepiej tolerowane przez organizm nawet w dużych ilościach w porównaniu do wanadu. Ponadto dużym wyzwaniem inżynierskim jest wytworzenie materiału o module sprężystości wzdłużnej zbliżonym do modułu kości. Z doniesień literaturowych wynika, ze stopy β-fazowe charakteryzuje stosunkowo niski moduł Younga, a jednocześnie ich wytrzymałość mechaniczna dorównuje stopom dwufazowym [8, 9].

Także redukcja kosztów jest ważnym aspektem rozwoju badań nad stopami Ti. Na wysoki koszt elementów wykonanych ze stopów tytanu składają się zarówno sam materiał, jak i proces technologiczny. Atrakcyjnym i ekonomicznym podejściem jest wytwarzanie komponentów metodami metalurgii proszków (MP). Dzięki tej metodzie otrzymuje się materiały o unikalnych własnościach, których często nie można uzyskać metodami konwencjonalnymi. Co więcej, metoda MP oferuje możliwość sterowania składem chemicznym czy fazowym materiałów, a także ich stopniem porowatości. Metalurgia proszków jest metodą konkurencyjną m.in. wobec odlewania dzięki ograniczonemu zużyciu surowca, niższym temperaturom wytwarzania [2, 3], zaliczaną do technologii „czystych".

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: partycja995@hotmail.com

[**] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: z.oksiuta@pb.edu.pl

Na redukcję kosztów wpływ ma także dobór składników stopowych, które powinny być niedrogie, a jednocześnie oferować pożądane właściwości. Takimi składnikami stopowymi są molibden (Mo) i żelazo (Fe). Molibden w stopach tytanu stabilizuje fazę β (RPC). Zastosowanie żelaza jako dodatku stopowego w stopach tytanu jest kierunkiem bardzo interesującym ze względu na możliwości, jakie oferuje. Daje ono perspektywę stworzenia taniego stopu, ale o bardzo dobrych parametrach wytrzymałościowych (zwiększa hartowność tytanu) i stosunkowo niskim module sprężystości, co ma istotne znaczenie w implantologii [1, 6, 7].

W pracy zbadano wpływ czasu i temperatury procesu spiekania na zmiany zachodzące w strukturze stopów tytanu z dodatkiem nietoksycznych składników stopowych: molibdenu i żelaza.

3.2. Materiały i metodyka badawcza

3.2.1. Materiały

Do badań przygotowano stopy tytanu wytworzone metodą metalurgii proszków o dwóch różnych zawartościach molibdenu (10 i 20% mas.) i stałej zawartości żelaza (3% mas.). Wykorzystano proszek tytanu o czystości 99,5% i średniej wielkości cząstek 45 μm, proszek molibdenu o czystości 99,5% i wielkości cząstek 45 μm oraz proszek żelaza o czystości 99,5% i wielkości cząstek poniżej 200 μm. Przygotowanie proszków do dalszej przeróbki odbywało się w komorze rękawicowej w atmosferze argonu. Następnie proszki mieszano w atmosferze argonu przez 2 godziny w młynie kulowo-planetarnym (kule i naczynie wykonane z węglika wolframu) z prędkością 150 obr/min oraz zmiennym kierunkiem mieszania, co 1 minutę. Naważki 10g proszku sprasowano jednostronnie na prasie hydraulicznej w matrycy stalowej o średnicy ø 20 mm pod ciśnieniem 600 MPa. Następnie wypraski spiekano w piecu próżniowym (próżnia 10^{3} mbar), stosując dwie temperatury spiekania oraz dwa różne czasy przedstawione poniżej:

- czas spiekania: 1 godzina, temperatura: 1050°C;
- czas spiekania: 1 godzina, temperatura: 1150°C;
- czas spiekania: 2 godziny, temperatura: 1050°C;
- czas spiekania: 2 godziny, temperatura: 1150°C.

Zgłady otrzymanych spieków w postaci dysku o wymiarach ø19.8 mm i wysokości 8 mm wykonano przy użyciu szlifierki oscylacyjnej oraz papierów ściernych o gradacji 1200, 1500 i 2500. Następnie wypolerowano je na polerce oscylacyjnej z użyciem tlenku glinu. W kolejnym kroku próbki poddano trawieniu odczynnikiem o składzie: H_2O + HCl + HF + HNO_3 w celu ujawnienia mikrostruktury.

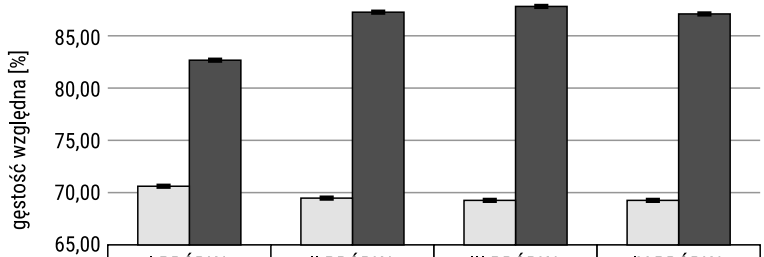
3.2.2. Metodyka badawcza

Gęstość względną wyprasek i spieków (ρ) określono metodą obliczeniową na podstawie masy (m) i objętości (V) próbek, korzystając z zależności: $\rho = m/V$ [kg/m^3] oraz porównano do gęstości teoretycznej. Twardość spieków mierzono metodą Vickersa (*HV10*) przy obciążeniu wgłębnika 98,1 N. Ze względu na zróżnicowaną morfologię porowatości spieków dla każdej próbki wykonano pięć pomiarów, a za wartość twardości przyjęto średnią arytmetyczną z tych pomiarów. Strukturę spieków badano za pomocą mikroskopu metalograficznego, natomiast skład fazowy próbek zidentyfikowano za pomocą dyfraktometru rentgenowskiego (XRD), stosując standardowe parametry ekspozycji.

3.3. Wyniki badań

3.3.1. Gęstość względna spieków

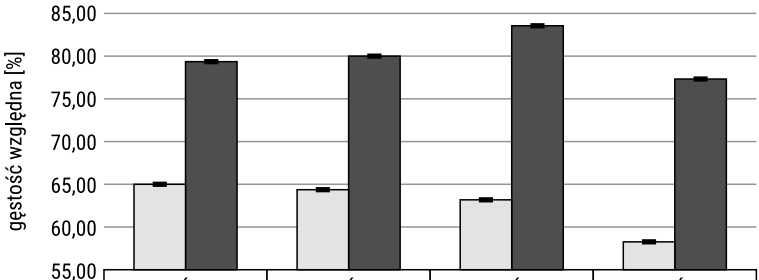
Na rysunkach 3.1 i 3.2 przedstawiono uzyskane wyniki badań gęstości próbek po prasowaniu i spiekaniu. Naważki proszków prasowane przy stałym nacisku 600 MPa posiadają zbliżoną gęstość, wynoszącą ok. 70% gęstości teoretycznej stopu. Proces spiekania wpłynął na zwiększenie gęstości względnej próbek (rys. 3.1 i 3.2). Po dwugodzinnym procesie spiekania uzyskano zdecydowanie wyższe wartości gęstości niż po 1 godzinie procesu. Także zastosowanie wyższej temperatury spiekania poprawiło gęstość próbek. Wzrost jest zauważalny w przypadku obu stopów, jednak wartość gęstości względnej jest wyższa w przypadku stopu o zawartości 10% Mo.



	I PRÓBKA (1h, 1050°C)	II PRÓBKA (2h, 1050°C)	III PRÓBKA (2h, 1150°C)	IV PRÓBKA (1h, 1150°C)
po prasowaniu	70,62	69,44	69,23	69,27
po spiekaniu	82,71	87,36	87,86	87,29

RYSUNEK 3.1. Gęstość względna próbek po prasowaniu i po spiekaniu (czas, temperatura) – stop Ti10Mo3Fe

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



	I PRÓBKA (1h, 1050°C)	II PRÓBKA (2h, 1050°C)	III PRÓBKA (2h, 1150°C)	IV PRÓBKA (1h, 1150°C)
po prasowaniu	64,86	64,16	63,15	58,18
po spiekaniu	79,46	80,06	83,68	77,36

RYSUNEK 3.2. Gęstość względna próbek po prasowaniu i po spiekaniu (czas, temperatura) – stop Ti20Mo3Fe

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Najlepsze rezultaty odnotowano po dłuższym czasie spiekania (2 godz.) w wyższej temperaturze (1150°C). W tym przypadku gęstość stopu Ti10Mo3Fe wzrosła o ok. 19%, a stopu Ti20Mo3Fe o ok. 21%. Najmniejszą zmianę, w porównaniu z gęstością po prasowaniu, uzyskano po godzinnym spiekaniu w temperaturze 1050°C – ok. 12% dla stopu z dodatkiem 10% Mo oraz ok. 15% dla stopu z 20% Mo.

3.3.2. Twardość spieków

Twardość spieków mierzono metodą Vickersa na zgładach metalograficznych nietrawionych, unikając miejsc o widocznej porowatości. Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 3.1. Zauważalna jest tendencja wzrostowa wartości twardości spieków wraz z wydłużeniem czasu i wzrostem temperatury procesu spiekania (tab. 3.1). Najniższą twardością cechują się próbki spiekane w temperaturze 1050°C przez 1 godzinę, natomiast najwyższą odznaczają się te spiekane w temperaturze 1150°C przez 2 godziny.

Biorąc pod uwagę czas spiekania próbek (1 godz. i 2 godz.) w temperaturze 1050°C, w przypadku stopu Ti10Mo3Fe wzrost twardości wyniósł ok. 9%, a dla temperatury 1150°C –ok. 7%. Większe różnice są zauważalne natomiast w przypadku temperatury procesu spiekania przy takim samym czasie izotermicznego wygrzewania. Próbka spiekana w temperaturze 1150°C przez 1 godzinę jest o ok. 24% twardsza niż ta spiekana w 1050°C. Podobnie dla próbek spiekanych przez 2 godziny w temperaturze 1150°C stwierdzono wzrost twardości o ok. 22%. Na uwagę zasługuje fakt, że wszystkie próbki były chłodzone w piecu z jednakową szybkością wynoszącą średnio 140°C/h.

TABELA 3.1. Wartości pomiarów twardości spieków

Ti10Mo3Fe	I PRÓBKA (1h, 1050°C)	II PRÓBKA (2h, 1050°C)	III PRÓBKA (2h, 1150°C)	IV PRÓBKA (1h, 1150°C)
	332,30 ±11,09	362,35 ±2,75	442,02 ±5,42	411,67 ±8,32
Ti20Mo3Fe	I PRÓBKA (1h, 1050°C)	II PRÓBKA (2h, 1050°C)	III PRÓBKA (2h, 1150°C)	IV PRÓBKA (1h, 1150°C)
	318,41 ±7,55	327,13 ±1,04	391,81 ±4,43	363,71 ±3,62

Źródło: opracowanie własne.

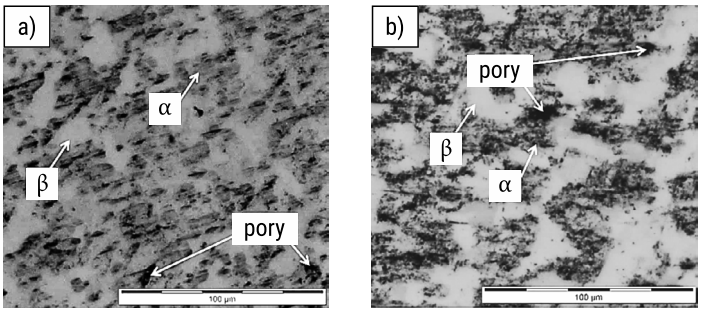
Analogiczne zależności stwierdzono dla stopu Ti20Mo3Fe. Jednak w tym przypadku uzyskano nieco słabsze zwiększenie twardości wraz z wydłużeniem czasu czy wzrostem temperatury spiekania, co ma bezpośredni związek z większą zawartością Mo, pierwiastka o wysokiej temperaturze topnienia w tym stopie (z 10% do 20%). Przy temperaturze obróbki 1050°C i czasie spiekania 2 godziny wartość twardości w porównaniu z 1 godziną spiekania wzrosła tylko o ok. 3%. Natomiast dla 1150°C twardość próbek w funkcji czasu spiekania wzrosła po 2 godzinach o ok. 8% w porównaniu z 1 godziną spiekania izotermicznego. Wyższą twardość uzyskały próbki spiekane przez 1 godzinę w temperaturze 1150°C w porównaniu z tymi spiekanymi w 1050°C – wzrost o ok. 14%. Tak samo po 2 godzinach spiekania w temperaturze 1150°C stwierdzono ok. 20% wzrost twardości.

Podsumowując, wyższą twardością odznaczają się próbki ze stopu tytanu o zawartości 10% Mo w porównaniu ze spiekiem z zawartością 20% Mo. Może to wynikać zarówno z wyższej ich gęstości, jak i z większego udziału fazy Ti-α. Wyniki badań fazowych otrzymanych spieków zostaną omówione podrozdziale 3.3.2.1 dotyczącym struktury fazowej spieków.

3.3.3. Mikrostruktura stopów tytanu

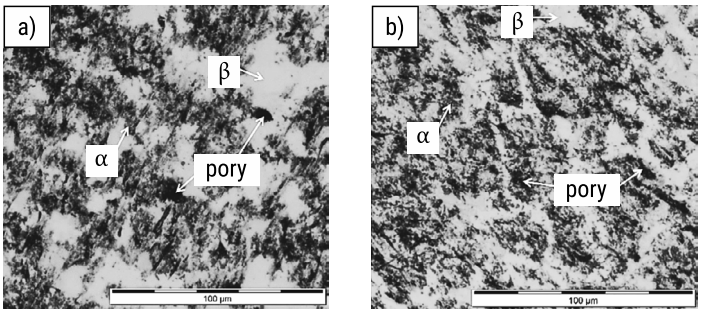
Mikrostrukturę otrzymanych stopów Ti10Mo3Fe i Ti20Mo3Fe, spiekanych w temperaturze 1050°C i 1150°C przez 1 godzinę i 2 godziny, przedstawiono na rysunkach 3.3-3.6. Na podstawie obserwacji zgładów metalograficznych stwierdzono, że spiekane próbki cechowały się dwufazową strukturą α+β. Faza Ti-α w przypadku większości spiekanych próbek ma postać równoosiową rozproszoną w fazie Ti-β (faza jasna). Mikrostruktura przedstawiona na rysunku 3.3a przedstawia zarówno fazę α, jak i β oraz pory (czarne obszary na zgładach metalograficznych) o wielkości poniżej 10 μm. Szare obszary pomiędzy fazą α i β to nierozpuszczony w osnowie Mo. Wydłużenie czasu spiekania z 1 godziny do 2 godzin (rys. 3.3b) spowodowało koagulację porów, rozpuszczenie Mo w osnowie tytanu, jak również wyraźne zmiany w morfologii fazy α, która jest teraz bardziej rozdrobniona. Na rysunkach 3.4a i b przedstawiono

mikrostrukturę stopu Ti10Mo3Fe spiekanego w wyższej o 100°C temperaturze, odpowiednio przez 1 godzinę i 2 godziny. Na uwagę zasługuje fakt, iż stop z mniejszą zawartością molibdenu (10% mas.), spiekany w wyższej temperaturze (1150°C) posiada mniejszą porowatość oraz wyższy procentowy udział fazy Ti-β, natomiast faza Ti-α uległa wyraźnemu rozdrobnieniu. Natomiast na żadnym z prezentowanych zdjęć nie ujawniono granic ziaren, stosując podczas trawienia typowy odczynnik trawiący przeznaczony do tytanu.



RYSUNEK 3.3. Mikrostruktura próbki wykonanej ze stopu Ti10Mo3Fe, spiekanej w temperaturze 1050°C przez: a) 1h, b) 2h

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

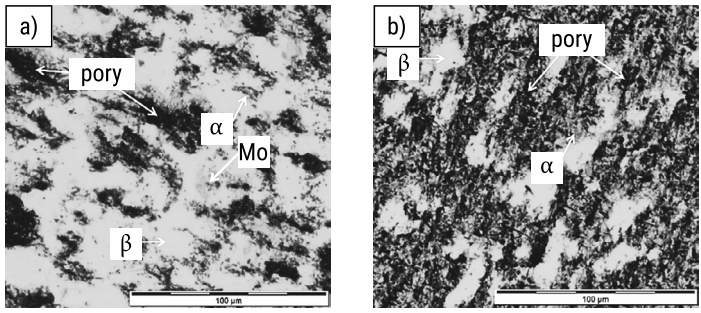


RYSUNEK 3.4. Mikrostruktura próbki wykonanej ze stopu Ti10Mo3Fe, spiekanej w temperaturze 1150°C przez: a) 1h, b) 2h

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

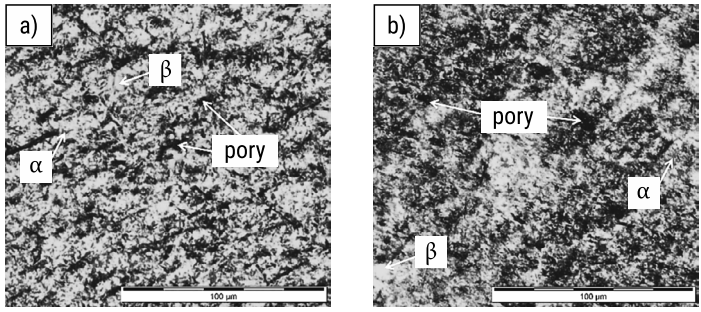
Podobne tendencje zaobserwowano w mikrostrukturze stopu z wyższą zawartością Mo. Strukturę stopu Ti20Mo3Fe, spiekanego w temperaturze 1050°C w czasie 1 godziny i 2 godzin przedstawiono na rysunku 3.5, a stopu spiekanego w temperaturze 1150°C odpowiednio przez 1 godzinę i 2 godziny – na rysunku 3.6. W strukturze materiału z wyższą zawartością Mo (20% mas.) można zaobserwować wyraźne rozdrobnienie struktury, szczególnie w przypadku zastosowania wyższej temperatury spiekania. Dwie ostatnie próbki (rys. 3.6) charakteryzują się zdecydowanie

najmniejszymi rozmiarami ziaren fazy β. Może to wynikać z zaistnienia podczas chłodzenia z wyższej temperatury spiekania przemiany martenzytycznej β→α'. Przemiana taka przebiega poprzez zarodkowanie fazy martenzytycznej w obrębie ziaren fazy β podczas obniżania temperatury poniżej zakresu stabilności fazy Ti-β. Faza α' ulega transformacji kosztem fazy β, dzieląc ją na mniejsze obszary, skąd może wynikać obserwowane rozdrobnienie struktury.



RYSUNEK 3.5. Mikrostruktura próbki wykonanej ze stopu Ti20Mo3Fe, spiekanej w temperaturze 1050°C przez: a) 1h, b) 2h

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



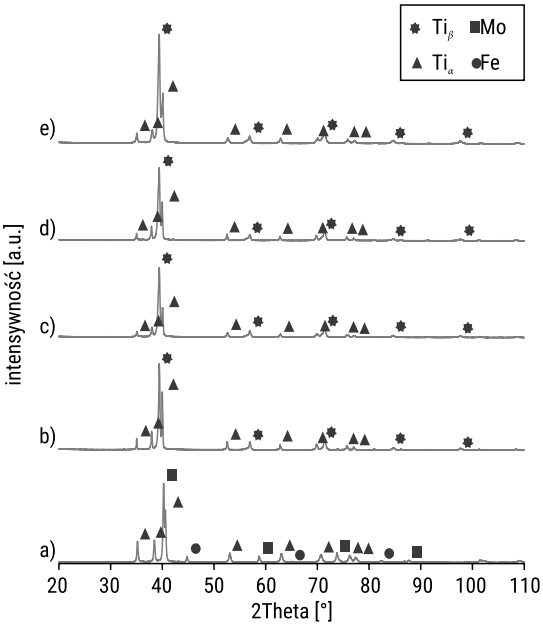
RYSUNEK 3.6. Mikrostruktura próbki wykonanej ze stopu Ti20Mo3Fe, spiekanej w temperaturze 1150°C przez: a) 1h, b) 2h

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

3.3.4. Struktura fazowa spieków

Wyniki badań fazowych spiekanych stopów tytanu z różną zawartością molibdenu przedstawiono na rysunkach 3.7 i 3.8. Wszystkie próbki wykonane ze stopu tytanu z mniejszą zawartością molibdenu (Ti10Mo3Fe) charakteryzowały się strukturą dwufazową α+β (rys. 3.7). W przypadku tego stopu nie zaobserwowano znacznego zmniejszenia bądź zaniku pików pochodzących od fazy Ti-α wraz ze wzrostem

temperatury i wydłużeniem czasu spiekania. Analizując natomiast wyłącznie intensywność głównych pików pochodzących od fazy Ti-β oraz Ti-α, można zauważyć, że największy (niepożądany) udział procentowy fazy Ti-α występuje podczas spiekania w temperaturze 1050°C przez 1 godzinę, a najmniejszy udział tej fazy po spiekaniu w temperaturze 1150°C przez 2 godziny.

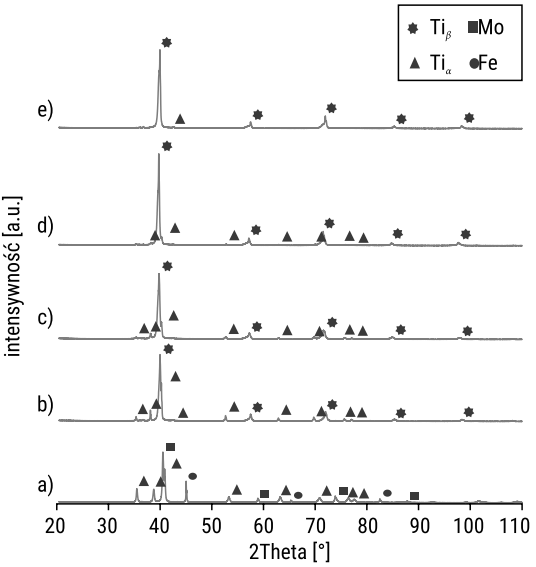


RYSUNEK 3.7. Dyfraktogramy próbek wykonanych ze stopu Ti10Mo3Fe: a) proszek po mieleniu; po spiekaniu: b) 1h w 1050°C, c) 2h w 1050°C, d) 1h w 1150°C, e) 2h w 1150°C

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W przypadku stopu z 20% zawartością Mo wraz ze wzrostem temperatury i wydłużeniem czasu spiekania zmniejszył się udział fazy Ti-α (z ~50% dla próbki spiekanej przez 1 godzinę w 1050°C do ~5% dla próbki spiekanej przez 2 godziny w 1150°C) (rys. 3.8). Po spiekaniu w temperaturze 1050°C zmiany zawartości fazy Ti-α oraz Tiβ pomiędzy 1 a 2 godzinami spiekania pozostają na niezmienionym poziomie. Reasumując, stwierdzono wyraźną zależność polegającą na tym, że wraz ze zwiększeniem temperatury spiekania i wydłużeniem czasu procesu ewidentnie zmniejsza się zawartość fazy Ti-α (wzmocnieniu uległy piki pochodzące od fazy Ti-β). W przypadku próbki z 20% zawartością Mo spiekanej przez 2 godziny w temperaturze 1150°C stwierdzono prawie całkowity zanik fazy Ti-α (rys. 3.8e). Wpływ Mo na stabilizację fazową jest oczywisty, chociaż jak wskazują uzyskane wyniki badań 20% zawartość Mo i 3% Fe nie gwarantuje jednorodnej pod względem fazowym struktury Ti-β. Wpływ na zaistniałą sytuację może mieć prawdopodobnie niehomogeniczne rozmieszczenie

molibdenu w osnowie tytanu lub niewystarczający jego udział procentowy oraz podwyższona zawartość tlenu i węgla, pierwiastków stabilizujących fazę Ti-α. Pierwiastki te (zanieczyszczenia) mogły być dodatkowo wprowadzone do struktury stopu tytanu podczas procesu mechanicznego mielenia proszków w młynie kulowym.



RYSUNEK 3.8. Dyfraktogramy próbek wykonanych ze stopu Ti20Mo3Fe: a) proszek po mieleniu; po spiekaniu b) 1h w 1050°C, c) 2h w 1050°C, d) 1h w 1150°C, e) 2h w 1150°C

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

3.4. Dyskusja

Rezultaty przeprowadzonych badań potwierdzają istotny wpływ parametrów procesu spiekania oraz zawartości głównych dodatków stopowych na zmiany zachodzące w strukturze analizowanych stopów Ti. Zastosowanie wyższej temperatury procesu (wzrost z 1050°C do 1150°C) czy dłuższego czasu izotermicznej obróbki cieplnej (z 1 godziny do 2 godzin) wpłynęło na poprawę gęstości stopów, a także na wzrost twardości oraz uzyskanie pożądanej struktury o przeważającej (ponad 90%) zawartości fazy Ti-β.

Uzyskane wyniki są zgodne z danymi, jakie wykazali w swoich pracach Dąbrowski [1] i Bolzoni [4]. Próbki spiekane w wyższych temperaturach i po dłuższym czasie izotermicznego wygrzewania charakteryzują się wyższą gęstością, niezależnie od zawartości Mo, natomiast wraz z obniżeniem zawartości Mo z 20% do 10% gęstość próbek nieznacznie wzrasta.

Wyniki badań twardości spieków wskazują również, iż wraz ze wzrostem temperatury i wydłużeniem czasu spiekania wzrasta twardość spieków. Wiąże się to zarówno bezpośrednio z gęstością otrzymanych spieków, jak i z zawartością Mo. Im wyższą uzyskano gęstość po spiekaniu, tym wyższa była twardość próbki. Podobną zależność zauważyli Sharma i in. [10]. Cytowani autorzy wskazują też na wpływ jednorodności struktury na otrzymane wartości twardości spieków. Wykonując pomiary twardości dla próbek spiekanych w niskiej temperaturze, otrzymywali bardzo zróżnicowane wartości. Podobną zależność ujawniły pomiary twardości w niniejszej pracy, które wykazały, że odchylenie standardowe uzyskanych wartości jest największe w przypadku próbek spiekanych w niższej temperaturze i w najkrótszym czasie. W tym przypadku spowodowane jest to nierównomiernym rozmieszczeniem dodatków stopowych (Mo i Fe) w osnowie tytanu. W pozostałych próbkach nie stwierdzono natomiast związku pomiędzy tymi parametrami.

Analiza XRD wykazała w przypadku wszystkich próbek dwufazową strukturę spieków. W tym miejscu należy jednak podkreślić, że zawartość fazy Ti-α w stopie z 20% zawartością Mo jest poniżej 10%. W przypadku tego stopu Ti-20Mo-3Fe stwierdzono wyraźny wpływ zastosowania wyższej temperatury i wydłużenia czasu spiekania na jednorodność struktury fazowej.

Mimo że po dwugodzinnym spiekaniu w temperaturze 1150°C intensywność głównego piku pochodzącego od fazy Ti-β uległa wyraźnemu wzmocnieniu, a tym samym wyraźnie zmalała intensywność piku pochodzącego od fazy Ti-α, to należy wnioskować, że udział fazy Ti-α w badanych stopach tytanu nie został całkowicie wyeliminowany w zastosowanych w pracy temperaturowo-czasowych warunkach spiekania. Podobną zależność zauważyli Donghua i in. [5], badając dwa stopy tytanu z zawartością molibdenu odpowiednio 7,5% oraz 17,5%. Analiza XRD wykazała znaczne zmniejszenie udziału fazy Tiα dla stopu o wyższej zawartości Mo, ale nie całkowite jej wyeliminowanie. Może to dowodzić, że 20% zawartość Mo w stopie tytanu nie zapewnia uzyskania 100% struktury Ti-β w przypadku, gdy proces mieszania proszków może generować zanieczyszczenia węglem i tlenem, czyli pierwiastkami stabilizującymi fazę Ti-α.

Jednocześnie należy zwrócić uwagę na powstałą rozbieżność wyników obserwacji mikrostruktury stopu z 20% zawartością Mo spiekanego w temperaturze 1150°C w czasie 2 godzin z wynikami badań jego analizy fazowej. Na zdjęciach mikrostruktury po trawieniu (rys. 3.6b) obserwowano obszary pochodzące od fazy Ti-α, gdy w przypadku badań XRD piki pochodzące od tej fazy praktycznie uległy zanikowi (rys. 3.8e). Może to być spowodowane rozdrobnieniem struktury fazy Tiα i jej ograniczoną detekcją podczas badań XRD. Wiadomym jest, że rozdzielczość aparatu rentgenowskiego jest ograniczona zarówno udziałem procentowym, jak i morfologią badanej fazy (np. jej wielkością i kształtem), przy czym wartości te są od siebie zależne. Wraz ze zmniejszeniem wielkości i udziału procentowego danej fazy jej detekcja przez aparat rentgenowski jest utrudniona, co prawdopodobnie miało miejsce w prezentowanych badaniach. Ponadto w przyjętych warunkach procesu spiekania (T = 1150°C, próżnia p = 10^{-3} mbar) redukcja

tlenu ze stopu tytanu jest niemożliwa, więc w obszarach o podwyższonej zawartości tego pierwiastka nastąpiła stabilizacja fazy Ti-α.

3.5. Wnioski

W niniejszej pracy przedstawiono wyniki badań własnych dotyczących otrzymywania metodą metalurgii proszków β-fazowych stopów tytanu z dodatkiem 10% i 20% Mo oraz 3% Fe (% mas.). Uzyskane wyniki badań pozwoliły na sformułowanie następujących wniosków ogólnych:

1. Wraz ze zwiększeniem temperatury i czasu spiekania wzrasta gęstość i twardość badanych materiałów. Ponadto w przypadku zastosowania temperatury spiekania 1050°C stwierdzono duży rozrzut wartości twardości, spowodowany niejednorodnością chemiczną struktury i porowatością spieków.
2. Wyższą gęstość i twardość posiadają próbki stopu tytanu z mniejszą (10% mas.) zawartością Mo (Ti10Mo3Fe).
3. Zastosowane w pracy warunki temperaturowo-czasowe procesu spiekania oraz zawartość dodatków stopowych nie zapewniły 100% struktury fazowej Ti-β. Badania XRD ujawniły, że w stopie Ti20Mo3Fe po spiekaniu w temperaturze 1150°C znajdowało się do 10% fazy Ti-α.
4. Prawdopodobny wpływ na niejednorodną pod względem fazowym strukturę badanych stopów może mieć niehomogeniczne rozmieszczenie Mo i Fe w osnowie tytanu lub ich niewystarczający udział procentowy w stosunku do zawartości O i C, pierwiastków stabilizujących fazę Ti-α, które zostały wprowadzone do stopu podczas procesu mechanicznego mielenia proszków w młynie kulowym.

Bibliografia

[1] Bolzoni L, Ruiz-Navas EM, Gordo E. Understanding the properties of low-cost iron-containing powder metallurgy titanium alloys. *Materials and Design*. 2016; 110: 317-323.

[2] Ciaś A, Frydrych H, Pieczonka T. *Zarys metalurgii proszków*. Warszawa: WSiP; 1992.

[3] Cyunczyk A. *Podstawy inżynierii spieków metalowych*. Rzeszów: Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej; 1979.

[4] Dąbrowski JR, Deptuła P, Grądzka-Dahlke M. Nowe stopy tytanu do zastosowań biomedycznych wytwarzane metodą metalurgii proszków. *Engineering of Biomaterials*. 2007; 10: 65-66: 13-16.

[5] Donghua Y, Zhimeng G, Huiping S, Xiaoting L, Ye J. Mechanical Properties of Porous Ti-Mo and Ti-Nb Alloys for Biomedical Application by Gel Casting. *Procedia Engineering*. 2012; 36: 160-167.

[6] Dudek Ł, Hryniewicz T, Rokosz K. Zastosowanie tytanu i wybranych stopów tytanu w lotnictwie. *Autobusy*. 2018; 8: 62-66.

[7] Louzguine-Luzgin DV. High-strength Ti-based alloys containing Fe as one of the main alloying elements. *Materials Transactions*. 2018; 59(10): 1537-1544.
[8] Lütjering G, Williams JC. *Titanium*. Heidelberg: Springer; 2007.
[9] Michalik R, Łaskawiec J, Liberski P. Perspektywy i kierunki rozwoju zastosowania stopów tytanu w medycynie. W: Wierzchonia T., Sobiecki JR, red. *Tytan i jego stopy*. Żory: OLDPRINT; 1997: 27-32.
[10] Sharma B, Vajpa SK, Ameyama K. Microstructure and properties of beta Ti–Nb alloy prepared by powder metallurgy route using titanium hydride powder. *Journal of Alloys and Compounds*. 2016; 656: 978-986.

Streszczenie

W pracy badano wpływ parametrów procesu spiekania β-fazowych stopów tytanu Ti-10Mo-3Fe i Ti20Mo-3Fe z różną zawartością molibdenu. Zastosowano dwie różne temperatury spiekania: 1050°C i 1150°C oraz dwa różne czasy wygrzewania izotermicznego: 1 godz. i 2 godz., w próżni. Mikrostrukturę, strukturę fazową i inne właściwości spiekanych stopów analizowano z użyciem mikroskopii optycznej i skaningowej (SEM) oraz dyfrakcji rentgenowskiej (XRD). Uzyskane wyniki badań wskazują, że parametry spiekania wpływają na strukturę, a tym samym właściwości otrzymanych stopów tytanu. Wyższa temperatura i dłuższy czas spiekania w proponowanym zakresie temperaturowym zwiększają gęstość spieków, a także ich twardość i homogeniczność. Ponadto, w przypadku stopu Ti-20Mo-3Fe wzrost temperatury i wydłużenie czasu spiekania wpłynęły na zmniejszenie udziału procentowego fazy α w porównaniu do stopu z mniejszą zawartością molibdenu.

Słowa kluczowe: stopy tytanu, metalurgia proszków, spiekanie, struktura fazowa, proszki elementarne

Rozdział 4
Wpływ parametrów mechanicznej syntezy na strukturę i odporność korozyjną spiekanej bezniklowej stali austenitycznej

Eliza ROMAŃCZUK-RUSZUK[*]

4.1. Wprowadzenie

Bezniklowe stale austenityczne są poszukiwanym materiałem mającym zastąpić powszechnie stosowaną w medycynie tradycyjną stal austenityczną typu 316LV, z której wykonuje się m.in. takie elementy, jak: płytki, wkręty i druty dokostne, stenty oraz narzędzia chirurgiczne. Niewątpliwą zaletą stali bezniklowej jest ograniczona zawartość toksycznego niklu (<0,2% mas.), który został zastąpiony manganem i azotem. Stale te, zgodnie z literaturą [1,2], charakteryzują się podwyższoną biokompatybilnością, dobrymi właściwościami mechanicznymi (podwyższona umowna granica plastyczności $Re_{0,2}$) oraz lepszą odpornością na korozję elektrochemiczną niż stal 316LV [3]. W celu uzyskania jak najbardziej korzystnych właściwości stali bezniklowej nieustannie modyfikowany jest zarówno skład chemiczny, jak i sposób ich otrzymywania. Na chwilę obecną zasadniczymi metodami otrzymywania bezniklowej stali austenitycznej są jej topienie, odlewanie z jednoczesnym wprowadzaniem pod ciśnieniem azotu w stanie ciekłym oraz obróbka plastyczna [4]. Niestety metoda topienia nie pozwala na homogeniczne wprowadzenie do stali azotu i jego rozpuszczenie, dlatego poszukuje się nowych technologii wytwarzania stali bezniklowej. Jedną z takich technik jest metalurgia proszków (MP).

Otrzymanie stali bezniklowej z wysoką zawartością azotu (ponad 1,0%) metodą MP nie stanowi większego problemu technologicznego. Proces składa się z dwóch zasadniczych etapów: mechanicznej syntezy (MS) proszków oraz ich dalszej konsolidacji poprzez np. prasowanie i spiekanie. Zastosowanie MS pozwala na homogeniczne wprowadzenie i otrzymanie zwiększonej, w stosunku do równowagowej, rozpuszczalności azotu w żelazie [5,6] oraz odpowiedni skład fazowy i chemiczny stali.

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: e.romanczuk@pb.edu.pl

Na podstawie analizy danych literaturowych wyróżnić można kilka sposobów otrzymywania bezniklowej stali austenitycznej z wykorzystaniem MS. Należy przy tym zoptymalizować liczne parametry procesu, takie jak: rodzaj zastosowanego proszku (elementarny lub stopowy), czas procesu, rodzaj atmosfery ochronnej, stosunek masy mielników do masy proszku i wiele innych. Pierwsza z wersji procesu polega na wprowadzeniu azotu do proszku bezniklowej stali austenitycznej w postaci atmosfery ochronnej. W pracach [5, 7, 8] użyto proszków elementarnych Fe, Cr, Mn o składzie nominalnym Fe-18%Cr-11%Mn-N, które poddano mechanicznej syntezie w atmosferze azotu, z kulami o średnicy 9,6 mm przy stosunku masy kul do masy proszku 30:1. Czas mechanicznej syntezy wynosił 170 godzin, a zawartość azotu wzrosła do 2,47%. Wysoka zawartość azotu w proszkach po 170 godzinach MS jest efektem uzyskania struktury amorficznej, która rozszerza zakres rozpuszczalności tego pierwiastka w żelazie. Następnie proszki po MS zamknięto hermetycznie w kwarcowych tubach i spiekano w temperaturze 900 ÷ 1200°C przez 1 ÷ 1,5 godz. W rezultacie przeprowadzonych zabiegów technologicznych strukturę austenityczną otrzymano tylko po spiekaniu w temperaturze 1000 i 1100°C przy zawartości procentowej azotu w stali wynoszącej odpowiednio 1,02 i 0,7% [5]. W pozostałych próbkach obok austenitu pojawiała się dodatkowo faza ferrytyczna wraz z wydzielaniem azotków.

Innym sposobem otrzymania bezniklowej stali austenitycznej metodą MP jest użycie azotków chromu [9, 10]. Mechanicznej syntezie poddawane były proszki elementarne Fe i Mn oraz azotek chromu CrN (o nanometrycznej wielkości cząstek) jako dodatek wzbogacający żelazo w chrom i azot. Proces MS przerwano po 30 godzinach, a ilość rozpuszczanego azotu osiągnęła wartość ok. 3,7%. Następnie proszki o składzie chemicznym Fe-18%Cr-8%Mn-N prasowano i spiekano w temperaturze 1250°C przez 2 godziny w atmosferze azotu. Z analizy badań XRD proszków wynika, że po MS występowała w nich zarówno struktura austenityczna, jak i ferrytyczna. Jednak po spiekaniu w atmosferze azotu w 1250°C w próbkach stwierdzono tylko żelazo Fe-γ [9].

Kolejny sposób otrzymywania bezniklowej stali austenitycznej polega na mechanicznej syntezie proszków elementarnych o składzie chemicznym Fe-24%Cr-21%Mn-1%Mo-N (w % mas.) w argonie przez 48 godzin. Proszki po MS wyżarzano w argonie w temperaturze 750°C w czasie 0,5 godziny, a następnie prasowano i spiekano w 1210°C przez 24 godziny w atmosferze azotu. Na uwagę zasługuje fakt, że proszki po MS posiadały strukturę ferrytyczną, a dopiero proces azotowania spowodował przemianę ferrytu w austenit [11].

Jak wynika z powyższych przykładów, parametry procesu metalurgii proszków oraz sposób postępowania przy wytwarzania bezniklowej stali austenitycznej nie są ściśle sprecyzowane. W związku z powyższym celem niniejszej pracy jest otrzymanie bezniklowej stali o składzie Fe-18%Cr-18%Mn-N z dodatkiem azotku manganu oraz określenie wpływu wybranych parametrów MS na gęstość i odporność korozyjną otrzymanych spieków stali austenitycznej.

4.2. Materiały i metodyka badań

W badaniach wykorzystano proszki elementarne Fe, Cr, Mn o średniej wielkości cząstek ~45 μm i czystości 99,95% (metal *basic*) oraz opcjonalnie dodatek azotku manganu (Mn_4N) o wielkości cząstek ~15 μm i czystości 99,95%, które poddano procesowi MS w młynku planetarnym Pulverisette 6 firmy Fritsch. Przyjęto stosunek masy kul stalowych (o średnicy 10 mm) do masy proszków 8:1 (ang. BPR) oraz prędkość obrotową młyna – 250 obr/min. Proces mechanicznej syntezy przeprowadzono kolejno w atmosferze czystego azotu lub argonu (o czystości 99,999%). Dodatek azotku manganu dobrano tak, aby udział procentowy Mn w stopie wynosił 18%. Proszki poddano mechanicznej syntezie przez 90 godzin. Jeden cykl MS trwał 20 minut, w tym 10 minut przerwy. Czas trwania procesu zoptymalizowano na podstawie badań XRD proszków, pobierając próbkę do badań w równych interwałach czasowych co 10 godzin. Proszki poddano badaniom dyfrakcji rentgenowskiej z użyciem dyfraktometru D8 Advance firmy Bruker (lampa CuKα, λ=1,5418A).

Proszki po MS prasowano jednostronnie w matrycy, stosując naciski jednostokowe 200 ÷ 600 MPa. Otrzymane wypraski spiekano w temperaturze T = 1200°C przez czas 2 godzin w atmosferze azotu i chłodzono razem z piecem z szybkością 7°/godz. Zbadano zmiany gęstości materiałów spiekanych zgodnie z normą PN-EN ISO 2738:2001. Do badań morfologii proszków i mikrostruktury wykorzystano Skaningowy mikroskop elektronowy (SEM, Hitachi 3000N) oraz mikroskop optyczny OLYMPUS BX51M. Badanie odporności na korozję wykonano w roztworze Hanksa w temperaturze T = 37 ±1°C. Zastosowano metodę potencjodynamiczną rejestracji krzywej polaryzacji z potencjostatu PGP 201 firmy Voltalab. Elektrodę odniesienia stanowiła nasycona elektroda kalomelowa, elektrodę pomocniczą – elektroda platynowa w formie blaszki o polu powierzchni 34,1 mm^2. Badany materiał stanowił elektrodę badaną o powierzchni testowej 64 mm^2. Wyznaczono potencjał otwarcia E_{OCP} w warunkach bezprądowych w czasie 2 godzin, a następnie rejestrowano krzywe polaryzacji anodowej od wartości $E_{POCZ} = E_{OCP} - 100$ mV. Na podstawie otrzymanych wyników obliczono potencjał korozyjny E_{cor}, opór polaryzacyjny R_p oraz gęstość prądu korozji (I_{cor}). Potencjał korozyjny i opór polaryzacyjny wyznaczono metodą polaryzacji liniowej Sterna. Gęstość prądu korozji wyznaczono przy wykorzystaniu ekstrapolacji Tafela i równania Sterna-Gearego (1) wynosi [12]:

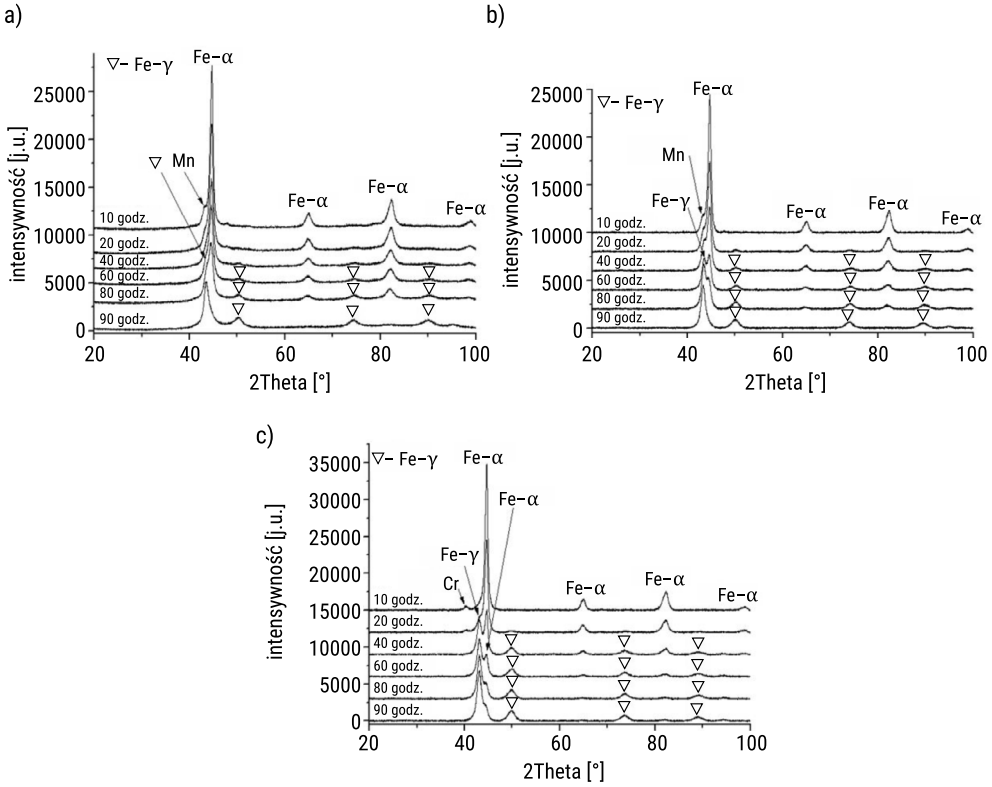
$$I_{cor} = \frac{b_a b_c}{2{,}3R_p(b_a + b_c)} \tag{1}$$

gdzie:
ba, bc – nachylenie anodowego i katodowego odcinka Tafela [$V \cdot dec^{-1}$],
Rp – opór polaryzacji [$\Omega \cdot cm^2$].

4.3. Wyniki badań i dyskusja

4.3.1. Właściwości proszków po mechanicznym stopowaniu

Na rysunku 4.1 przedstawiono dyfraktogramy rentgenowskie proszków po MS w różnych atmosferach ochronnych – argon i azot – oraz z użyciem azotku manganu w atmosferze argonu. Z przedstawionych wykresów wynika, że początkowo proszki posiadały strukturę ferrytyczną, a po ok. 40 i 60 godzinach MS, odpowiednio w atmosferze azotu i argonu, nastąpiła przemiana fazowa proszków z ferrytu w austenit. Po 90 godzinach MS nie stwierdzono udziału fazy ferrytycznej. Podobne zjawisko obserwowano w pracy [8], w której sprawdzano wpływ atmosfery ochronnej procesu na szybkość przemiany fazowej w proszkach Fe-Cr-Mn.

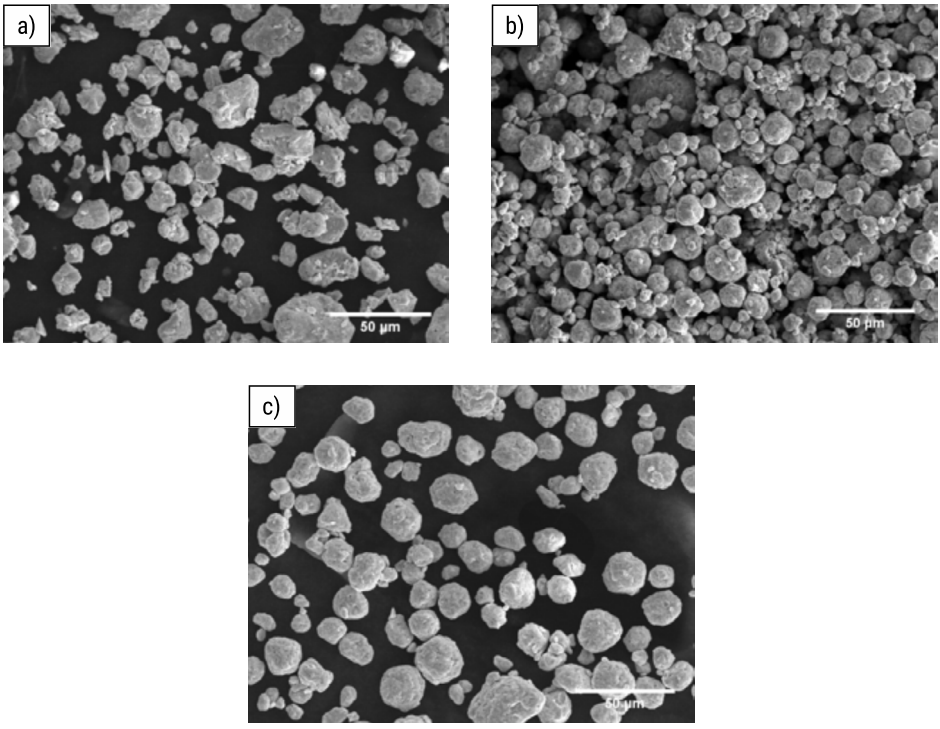


RYSUNEK 4.1. Dyfraktogramy rentgenowskie proszków Fe-18%Cr-18%Mn po 10, 20, 40, 60, 80 i 90 godzinach MS: a) proszki elementarne Fe, Cr, Mn w atmosferze argonu; b) proszki elementarne Fe, Cr, Mn w atmosferze azotu; c) proszki elementarne Fe, Cr i azotek manganu Mn_4N w atmosferze argonu

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Zastosowanie azotku manganu jako niegazowego źródła azotu w stali nie wystarczyło do otrzymania 100% struktury austenitu w proszkach po 90 godzinach MS w argonie. Na rysunku 4.1c widać rozdwojony główny pik Fe-γ i Fe-α, przy kącie $2\theta = 44{,}2$ [°]. Przyczyn tego zjawiska należy szukać w zbyt krótkim czasie MS proszków elementarnych z dodatkiem azotku manganu o mikrometrycznej wielkości cząstek, który prawdopodobnie podczas procesu nie uległ całkowitemu rozpadowi na mangan i azot, a tylko rozdrobnieniu do nanometrycznych rozmiarów.

Morfologia proszków po procesie MS przedstawiona jest na rysunku 4.2. Proszki elementarne (rys. 4.2a) MS w argonie mają nieregularny kształt i bimodalną wielkość cząstek. Widoczne są większe cząstki o średnicy 30 ÷ 40 μm i mniejsze o średnicy ok. 10 μm.



RYSUNEK 4.2. Morfologia proszków: a) proszki elementarne Fe, Cr, Mn po 90 godzinach MS w argonie; b) proszki elementarne Fe, Cr, Mn po 90 godzinach MS w azocie; c) proszki elementarne Fe, Cr i Mn4N po 90 godzinach MS w argonie

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Proszki elementarne po MS w azocie (rys. 4.2b) oraz proszki z dodatkiem Mn_4N (rys. 4.2c) są bardziej regularne, o kształcie zbliżonym do globularnego. Kształt proszków ma wpływ na ich prasowalność, a tym samym gęstość materiału po procesie

konsolidacji. Bardziej postrzępione proszki, o rozwiniętej powierzchni powinny uzyskać wyższe gęstości po prasowaniu i spiekaniu. Morfologia proszków po MS w azocie jest podobna do morfologii proszków opisanych w literaturze [13], gdzie atmosferą ochronną również był azot.

4.3.2. Właściwości spieków po konsolidacji

W tabeli 4.1 przedstawiono wyniki badań gęstości próbek po spiekaniu.

TABELA 4.1. Gęstość bezwzględna oraz względna próbek po prasowaniu pod naciskiem 600 MPa i spiekaniu w 1200°C przez 2 godziny w azocie

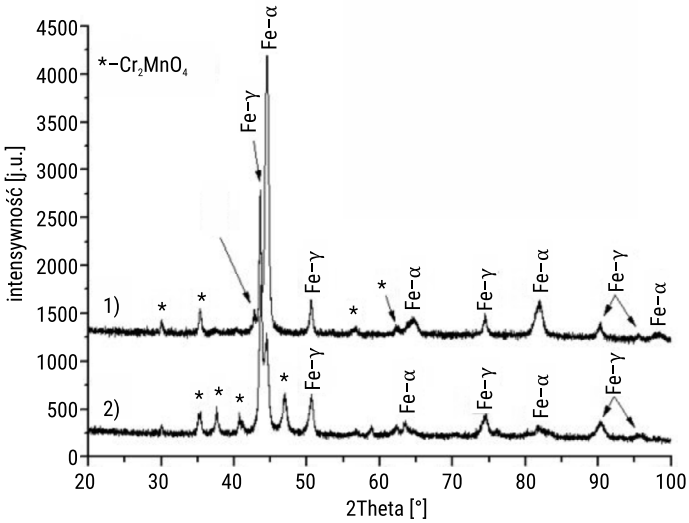
Badany spiek	Gęstość bezwzględna wyprasek [kg/m^3]	Gęstość bezwzględna spieków [kg/m^3]	Gęstość względna* spieków [%]
Fe-18Cr-18Mn –elementarne MS argon	5021 ±53	6174 ±61	80
Fe-18Cr-18Mn –elementarne MS azot	5005 ±54	6269 ±76	81
Fe-18Cr-18Mn –elementarne + azotek manganu MS argon	5187 ±48	6270 ±83	81

* gęstość teoretyczna stali bezniklowej wynosi 7694 kg/m^3

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Jak wynika z danych zsumowanych w tabeli 4.1 wszystkie wypraski otrzymane z proszków po mechanicznym stopowaniu posiadają gęstość bezwzględną poniżej 5200 kg/m^3. Na uwagę zasługuje fakt, że stosując niższe ciśnienia prasowania niż 600 MPa, nie udało się otrzymać dobrych jakościowo wyprasek (próbki kruszyły się po wyjęciu z matrycy). Gęstość względna spieków jest porównywalna i wynosi 80 ÷ 81% gęstości teoretycznej stali. Stąd wniosek, iż różnice w morfologii proszków nie wpłynęły znacząco na gęstość materiałów otrzymanych klasyczną metodą MP (przez prasowanie i spiekanie).

Rysunek 4.3 przedstawia dyfraktogramy rentgenowskie spiekanych proszków po MS w atmosferze argonu i azotu. Z otrzymanych rentgenogramów wynika, że spieki posiadają zarówno piki pochodzące od austenitu, jak i ferrytu. Warto zauważyć, że w materiale powstałym z proszków po MS w argonie główny pik Fe-α ma dwa razy wyższą intensywność niż ten sam pik w spieku po MS w azocie. Podobną dwufazową strukturę stwierdzono w spieku z dodatkiem azotku manganu. Z analizy literatury [13] wynika, że przyczyną pojawienia się struktury ferrytycznej w badanych spiekach może być sposób chłodzenia próbek. W niniejszej pracy próbki były chłodzone razem z piecem ze średnią prędkością ok. 7°/min, natomiast Garcia-Cambezon i in. [13] wskazują, że stabilną strukturę austenityczną można uzyskać po szybkim chłodzeniu spieków, np. w wodzie.



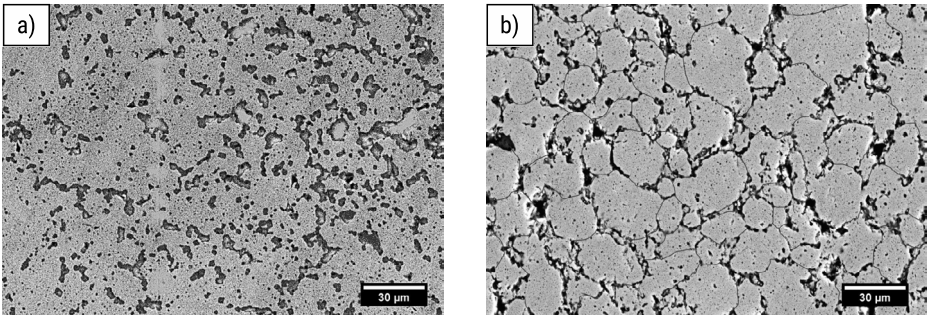
RYSUNEK 4.3. Dyfraktogramy rentgenowskie spieków Fe-18%Cr-18%Mn otrzymanych z proszków elementarnych Fe, Cr i Mn, MS w atmosferze argonu i azotu: 1) materiał z proszków elementarnych po MS w atmosferze argonu, 2) materiał z proszków elementarnych po MS w atmosferze azotu

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Z obserwacji mikrostruktury z użyciem SEM (rys. 4.4) wynika, że w spieku otrzymanym z proszków z azotkiem manganu po wytrawieniu widoczne są wyraźne granice ziarn, dekorowane drobnodyspersyjnymi wydzieleniami azotków o średnicy 1,5 μm. Natomiast w materiale otrzymanym z proszków elementarnych granice ziarn nie ujawniły się, chociaż były trawione w tych samych warunkach. Średnia wielkość ziarn w spieku z dodatkiem Mn_4N wynosi 35 ±3,5 μm, co sugeruje jej rozdrobnienie w stosunku do średniej wielkości cząstek pierwotnych użytych do badań. W spieku MS w atmosferze azotu obserwacje mikrostruktury nie ujawniły licznych wydzieleń azotków, tak jak to ma miejsce w przypadku spieku z dodatkiem Mn_4N. Potwierdza to wcześniejsze stwierdzenie, iż podczas MS nie nastąpiło całkowite rozpuszczenie azotków w osnowie żelaza, które następnie w wyniku wysokiej temperatury mogły koagulować i wydzielić się po granicach ziarn. W każdym z obserwowanych materiałów występują nieregularne pory, jednak w spiekach otrzymanych z proszków elementarnych nie są tak głębokie, jak w próbce z dodatkiem azotku manganu.

Ponadto w niniejszej pracy zbadano odporność korozyjną otrzymanych materiałów. Przebieg krzywej potencjodynamicznej spieku otrzymanego z proszków elementarnych z dodatkiem azotku manganu charakteryzuje się wahaniami oraz uskokami (rys. 4.5, krzywa 18Mn-Mn_4N-N_2), w porównaniu do pozostałych spieków. Przyczyną tego zjawiska są prawdopodobnie głębsze pory obserwowane w tym materiale

w porównaniu do pozostałych próbek. Pory te mogą stanowić zarodki ognisk korozji wżerowej i wpłynąć na destabilizację obszaru pasywnego krzywej polaryzacji anodowej.



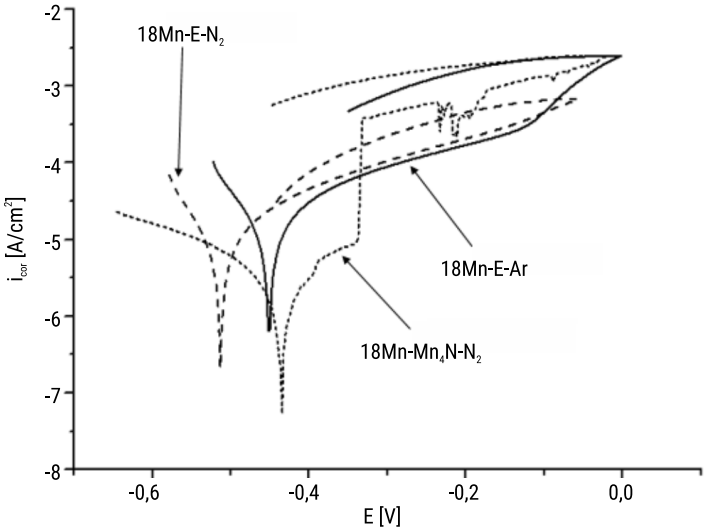
RYSUNEK 4.4. Mikrostruktura stali Fe-18%Cr-18%Mn otrzymanej z: a) proszków elementarnych Fe, Cr, Mn MS w azocie; b) proszków elementarnych Fe, Cr, i azotku manganu Mn4N MS w azocie

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W próbce otrzymanej z proszków elementarnych MS w azocie (krzywa 18Mn-E-N_2) występuje wąska pętla histerezy, która może wskazywać na metastabilny charakter powstających wżerów i zdolność materiału do szybkiej repasywacji warstwy wierzchniej. Natomiast w przypadku spieku MS w atmosferze argonu (krzywa 18Mn-E-Ar), podobnie jak w przypadku stali 316LV, proces repasywacji nie występuje, co wskazuje na wrażliwość tej próbki na korozję szczelinową.

Z danych przedstawionych w tabeli 4,2 wynika, że najniższy potencjał korozji (*Ecor*) ma materiał otrzymany z proszków elementarnych MS w azocie, jednak ponieważ gęstość prądu korozji (*Icor*) ma najniższą wartość, należy wnioskować, że szybkość korozji w tym materiale jest najniższa. Dodatkowo materiał ten charakteryzuje się najwyższym oporem polaryzacji (*Rp*), co wskazuje, że jest on bardziej odporny na procesy korozyjne w roztworze Hanksa. Najniższy opór polaryzacyjny oraz najwyższa gęstość prądu występują w próbce otrzymanej z proszków elementarnych MS w argonie, co wskazuje na najmniejszą odporność korozyjną tego materiału na korozję wżerową i szczelinową.

Znacząco większa, o ~80%, wartość gęstości prądu w materiale otrzymanym z proszków z dodatkiem azotku manganu w porównaniu ze spiekiem 18Mn-N może być związana z wydzielaniem Mn_4N po granicach ziarn oraz ze zmierzoną największą zawartością azotu w tej próbce wynoszącą 1,2%, a spieków MS w azocie 0,8% mas. (analiza azotu z użyciem analizatora LECO TC-366). Salahinejad i in. [14] wykazali, że gęstość prądu wzrasta wraz ze zwiększaniem zawartości azotu w stali austenitycznej.



RYSUNEK 4.5. Krzywe potencjodynamiczne spieków Fe-18%Cr-18%Mn otrzymanych z proszków elementarnych Fe, Cr, Mn MS w atmosferze argonu i azotu oraz proszków elementarnych i azotku manganu MS w argonie

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Porównując uzyskane wyniki z danymi literaturowymi należy stwierdzić, że potencjał korozyjny próbek otrzymanych w niniejszej pracy jest niższy w porównaniu z próbkami otrzymanymi w pracy [14]. Różnica może wynikać z faktu, że w cytowanej pracy [14] badano materiały o innej zawartości Mn (10 ÷ 14% mas.).

TABELA 4.2. Podstawowe parametry procesu korozji: *Ecor* – potencjał korozyjny, *Rp* – opór polaryzacyjny, *Icor* – gęstość prądu korozyjnego

Badany spiek	Ecor [V]	Rp [Ω]	Icor [μA/cm^2]
18Mn-E-Ar – MS w argonie	−0,452 ±0,020	406,9 ±14	36,363 ±2,119
18Mn-E-N_2 – MS w azocie	−0,514 ±0,024	2260 ±113	9,160 ±0,551
18Mn-Mn_4N-N_2 – MS w argonie	−0,436 ±0,018	1490 ±97	16,761 ±1,675

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Wu i in. [15] wykazali, że zbyt duża zawartość manganu w stali ma negatywny wpływ na jej odporność korozyjną , co ma związek z aktywnością elektrochemiczną tego pierwiastka. Obszary w osnowie żelaza bogate w Mn łatwo tracą elektrony walencyjne i stają się anodami w elektrochemicznych układach w agresywnych środowiskach, w których występują jony Cl^-, co sprzyja anodowemu rozpuszczaniu się stali [15].

4.4. Podsumowanie

W pracy otrzymano próbki bezniklowej stali, stosując techniki metalurgii proszków i wprowadzając azot na dwa sposoby: jako atmosferę ochronną oraz w postaci dodatku azotku manganu. Pierwiastek ten, razem z manganem, stanowi alternatywę dla toksycznego dla organizmu człowieka niklu. Na podstawie przeprowadzonych badań sformułowano następujące wnioski ogólne:

1. Dodatek azotku manganu, jako główne źródło azotu w stali, może być alternatywnym sposobem wprowadzenia azotu do proszków stali bezniklowej.
2. Nieznaczne różnice w kształcie cząstek proszków nie wpłynęły na gęstość próbek po spiekaniu, która mieściła się w zakresie 80÷81% gęstości teoretycznej stali.
3. Po procesie spiekania wysokotemperaturowego z wolnym chłodzeniem próbek badania XRD ujawniły bimodalną strukturę fazową Fe-γ i Fe-α oraz wydzielenia tlenków i azotków chromu, mimo że cały proces przebiegał w atmosferze ochronnej azotu, pierwiastka silnie austenitotwórczego.
4. Z badań elektrochemicznych wynika, że najlepsze właściwości korozyjne posiada materiał otrzymany z proszków elementarnych mechanicznie stopowanych w azocie.

Bibliografia

[1] Yang F, Yibin R. Nickel-free austenitic stainless steels for medical applications. *Science and Technology Advanced Materials*. 2010; 11.

[2] Sumita M, Hawana T, Teoh SH. Development of nitrogen-containing nickel-free austenitic stainless steels for metallic biomaterials – review. *Materials Science and Engineering: C*. 2004; 24: 753-760.

[3] Yibin R, Peng W, Feng L, Bingchun Z. In vitro study on a New High Nitrogen Nickel-free austenitic stainless steel for coronary stents. *Journal of Materials Science & Technology*. 2011; 27(4): 325-331.

[4] Simmons JW. Overview: high-nitrogen alloying of stainless steels. *Materials Science and Engineering: A*. 1996; 27: 159-169.

[5] Cisneros MM, Lopez HF, Mancha H, Vazquez E. Development of austenitic nanostructures in High-nitrogen steel powders processed by mechanical alloying. *Metallurgical and Materials Transactions: A*. 2002; 33A: 2139-2144.

[6] Salahinejad E, Amini R, Hadianfard MJ. Structural evolution during mechanical alloying of stainless steels under nitrogen. *Powder Technology*. 2012; 215-216: 247-253.

[7] Amini R, Hadianfard MJ, Salahinejad E, Marasi M, Sritharan T. Microstructural phase evaluation of high-nitrogen Fe–Cr–Mn alloy powders synthesized by mechanical alloying process. *Journal of Material Science*. 2009; 44: 136-148.

[8] Haghir T, Abbasi MH, Golozar MA, Panjehpour M. Investigation of α to γ transformation in the production of a nanostructured high-nitrogen austenitic stainless steel powder via mechanical alloying. *Mater. Sci. Eng.: A*. 2009; 507: 144-148.

[9] Duan C, Chen C, Zhang J, Shen Y, Feng X. Nitriding of Fe-18Cr-8Mn stainless steel powders by mechanical alloying method with dual nitrogen source. *Powder Technology*. 2016; 294: 330-337.

[10] Dorofeev GA, Lubnin AN, Ulyanov AL, Kamaeva LV, Lad'yanov VI, Pushkarev ES, Shabashov VA. XRD characterization of mechanically alloyed high-nitrogen nanocrystalline Fe–Cr system. *Materials Letters*. 2015; 159: 493-497.

[11] Tuliński M, Jurczyk M. Mechanical and corrosion properties of Ni-free austenitic stainless steels. *Archives of Metallurgy and Materials*. 2008; 563(3).

[12] Stern M, Geary A. Electrochemical polarization I. A theoretical analysis of the shape of polarization curves. *Journal of the Electrochemical Society*. 1957; 56-63.

[13] Garcia-Cabezon C, Blanco Y, Rodriguez-Mendez MI, Martin-Pedrosa F. Characterization of porous nickel-free austenitic stainless steel. *Journal of Alloys and Compounds*. 2017; 716: 46-55.

[14] Salahinejad E, Hadianfard MJ, Macdonald DD, Sharifi-Asl S, Mozafari M, Walker KJ, Rad AT, Madihally SV, Tayebi L. In Vitro Electrochemical Corrosion and Cell Viability Studies on Nickel-Free Stainless Steel Orthopedic Implants. *PLoS ONE*. 2003; 8: 1-8.

[15] Wu XQ, Xu S, Huang JB, Han EH, Ke W, Yang K, Jiang ZH. Uniform corrosion and intergranular corrosion behavior of nickel-free and manganese alloyed high nitrogen stainless steels. *Mater. Corrosion*. 2008; 59: 676-684.

Streszczenie

W niniejszej pracy przedstawiono wyniki badań bezniklowej stali austenitycznej o składzie Fe-18%Cr-18%Mn, otrzymanej metodą metalurgii proszków, z zastosowaniem procesu mechanicznej syntezy proszków elementarnych. W artykule opisano wpływ różnej atmosfery ochronnej procesu (azot i argon) oraz dodatku stopowego w postaci azotku manganu na morfologię proszków, ich prasowalność oraz odporność korozyjną otrzymanych spieków. W proszkach po 90 godzinach mechanicznej syntezy stwierdzono strukturę austenitu. Natomiast próbki stali po prasowaniu i spiekaniu w piecu rurowym w azocie o ok. 80% gęstości teoretycznej oprócz austenitu posiadały również piki pochodzące od ferrytu. Mikrostruktura spiekanych próbek otrzymanych z proszków elementarnych z dodatkiem azotku manganu posiada wydzielenia azotków rozmieszczone głównie po granicach ziarn. Badania potencjodymaniczne spieków w płynie Hanksa ujawniły, że najgorszą odpornością korozyjną charakteryzował się materiał otrzymany z proszków elementarnych po mechanicznej syntezie w atmosferze argonu, a najlepszą spiek po mechanicznej syntezie w atmosferze azotu. Dodatek azotku manganu, jako główne źródło azotu stabilizującego strukturę austenityczną w stali, może być alternatywnym sposobem wprowadzania azotu do stali bezniklowej.

Słowa kluczowe: bezniklowa stal austenityczna, metalurgia proszków, mechaniczna synteza, spiekanie, odporność korozyjna

Rozdział 5
Właściwości mechaniczne warstwy wierzchniej kompozytowych materiałów stomatologicznych poddanych testom tribologicznym

Eugeniusz SAJEWICZ[*]*, Kaja BORYS*

5.1. Wprowadzenie

Współczesna stomatologia zachowawcza wykorzystuje do uzupełniania ubytków zębów szereg materiałów, które w większości przypadków spełniają oczekiwania pacjenta. Grupą wyróżniającą się pod względem właściwości, jak i estetyki są materiały kompozytowe (w środowisku stomatologicznym nazywane także materiałami złożonymi). Ich technologia oraz skład i struktura są wynikiem wieloletnich prac badawczych, a przełomem stało się tu wprowadzenie przez Bowena w roku 1962 żywicy BisGMA [1]. Wszystkie materiały kompozytowe stosowane w stomatologii zachowawczej zawierają trzy podstawowe składniki: fazę organiczną (matryca), fazę nieorganiczną (wypełniacze – szkła, krzemionka i inne materiały nieorganiczne) oraz fazę wiążącą osnowę i wypełniacz (np. silan winylu). Na rynku dostępna jest całą gama materiałów kompozytowych różniących się składem polimerowej matrycy, rodzajem, wielkością i upakowaniem wypełniaczy, obecnością innych materiałów, takich jak: stabilizatory, barwniki, inhibitory, związki fluoru itd. Ta mnogość i różnorodność materiałów wynika z wciąż niezaspokojonego w pełni dążenia do uzyskania materiału dorównującego swoimi właściwościami szkliwu zębowemu. Choć osiągnięto pod tym względem znaczący postęp, kompozyty wciąż odznaczają się mniejszą niż szkliwo odpornością na zużycie, a ponadto często powodują nadmierne zużycie zębów przeciwstawnych [2]. W tym kontekście prowadzi się zaawansowane badania tribologiczne, których wyniki mogą pozwolić z jednej strony na lepsze zrozumienie istoty mechanizmów zużycia kompozytów, z drugiej zaś skorelować ich skład i strukturę z odpornością na zużycie tribologiczne.

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e.sajewicz@pb.edu.pl

Dotychczas zgromadzono bardzo obszerną literaturę traktującą o wpływie struktury i właściwości materiałów stomatologicznych na ich charakterystyki tribologiczne. Analizuje się m.in. wpływ rodzaju matrycy polimerowej, rodzaju, wielkości i zawartości wypełniaczy, a także właściwości mechanicznych (fizycznych) kompozytów na zachowanie się tych materiałów podczas tarcia. Wyniki prowadzonych badań pozwoliły na pewne ogólne ustalenia, jednocześnie prowadzą jednak nieraz do sprzecznych wniosków. Z jednej strony bowiem donosi się o silnym wpływie na wartość zużycia materiału jego twardości i modułu Younga [3, 4], z drugiej zaś w swoich badaniach jeden z autorów niniejszego rozdziału nie uzyskał dodatniej korelacji pomiędzy twardością, mikrotwardością oraz wytrzymałością na ściskanie a zużyciem, badając kilka materiałów kompozytowych [5]. Przyczyna tych rozbieżności tkwi, po pierwsze, w zróżnicowaniu metodycznym badań tribologicznych, po drugie, często w niewłaściwym zdefiniowaniu obiektu badawczego. Już w XX wieku Kosteckij podkreślał ogromne znaczenie w badaniach tribologicznych właściwego wyboru obiektu badań [6]. W procesie tarcia bowiem (przy tzw. zużyciu normalnym [6]) powstają na powierzchniach kontaktujących się ciał tzw. struktury wtórne, ekranujące głębiej położone warstwy materiału przed nadmiernym zużyciem [7]. Właściwsze z tego punktu widzenia jest poszukiwanie związków pomiędzy właściwościami formujących się w procesie tarcia struktur wtórnych a parametrami tribologicznymi rejestrowanymi (obliczanymi) dla badanych materiałów. Jest to główna przesłanka towarzysząca badaniom realizowanym przez autorów niniejszego rozdziału. Zasadniczym celem podjętych badań było więc uzyskanie odpowiedzi na pytanie, czy istnieje istotny statystycznie związek pomiędzy właściwościami mechanicznymi warstwy materiału kompozytowego uformowanej podczas tarcia a odpornością tego materiału na zużycie tribologiczne.

5.2. Materiały badań i metody

Badania wykonano, stosując metodykę prezentowaną w wielu poprzednich pracach autorów. Jej charakterystyczną cechą jest duże podobieństwo przyjętych warunków eksperymentu do warunków jamy ustnej panujących podczas przeżuwania pokarmów. Próbki wykonywano z materiałów kompozytowych, przeciwpróbki szkliwa pozyskiwano ze zdrowych zębów, jako środek smarny zastosowano sztuczną ślinę, a także przyjęto ruch posuwisto zwrotny przeciwpróbki oraz cykl obciążenia zbliżonego do półsinusoidalnego.

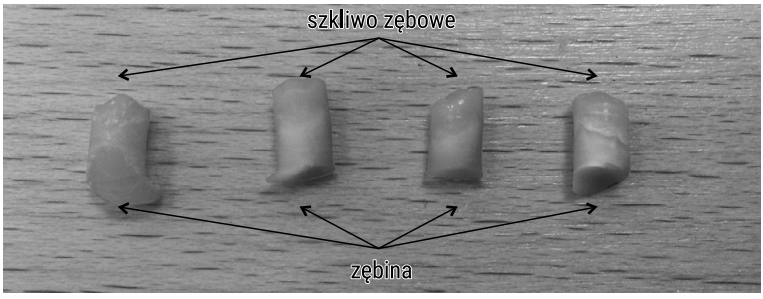
5.2.1. Przygotowanie próbek i przeciwpróbek

Do testów tribologicznych użyto sześciu światłoutwardzalnych materiałów kompozytowych: Latitude, Ice, Fine Glass, Charisma, Herculite XRV Ultra, Te-Econom Plus.

Informacje o stosowanych w badaniach kompozytowych materiałach stomatologicznych umieszczono w tabeli 5.1.

Próbki przygotowano przez umieszczenie materiałów w plastikowych pierścieniach, które były przystosowane do mocowania w uchwycie tribometru. Materiał był polimeryzowany za pomocą lampy Blue Cap 1000 LED Curing Light (Dentazon) przez 20 lub 40 sekund (w zależności od rekomendacji producenta), a następnie polerowano go papierem ściernym o gradacji kolejno – 1500, 2000 i 2500. Następnie powierzchnia próbek została wypolerowana na polerce LaboPol-2 firmy Struers, przy prędkości obrotowej 250 obr/min. Jakość powierzchni uformowanej podczas polerowania (liczba zarysowań i innych nierówności powierzchni) była kontrolowana wizualnie przy pomocy mikroskopu optycznego.

Przeciwpróbki szkliwa pobierane były ze zdrowych zębów trzonowych i przedtrzonowych, usuniętych najczęściej z przyczyn ortodontycznych. Z zębów wycinane były za pomocą wiertła rurowego z nasypem diamentowym walce o średnicy ok. 3 mm. Proces cięcia przebiegał w obecności chłodziwa (wody wodociągowej), aby zapobiec powstaniu zmian strukturalnych na skutek przegrzania tkanek zębowych. Pobrane z zębów walce przedstawione zostały na rysunku 5.1.



RYSUNEK 5.1. Wycięte przeciwpróbki szkliwa

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

TABELA 5.1. Materiały użyte do badań (na podstawie informacji producentów)

Lp.	Nazwa kompozytu (oznaczenie), wytwórca	Matryca	Wypełniacz	Rozmiar cząstek wypełniacza	Zawartość wypełniacza
1.	Latitude (LA), Ardent	bis-GMA, UDMA, EGDMA	wypełniacz nieorganiczny	0,4-3,0 μm	wagowa: 80% objętościowa: 60%
2.	Ice (IC), SDI	ester metakrylowy	wypełniacz nieorganiczny	0,04-1,5 μm	wagowa: 77% objętościowa: 60%

Lp.	Nazwa kompozytu (oznaczenie), wytwórca	Matryca	Wypełniacz	Rozmiar cząstek wypełniacza	Zawartość wypełniacza
3.	Fine Glass (FG), Top Dental	bis-GMA, UDMA, TEGDMA	wypełniacz nieorganiczny	brak danych	wagowa: 77%
4.	Charisma (CH) Heraeus Kulzer	bis-GMA	szkło barowo--glinowo--fluorowe	0,02-0,2 µm	objętościowa: 64%
			wysoko dyspersyjny dwutlenek krzemu	0,02-0,07 µm	
5.	Herculite XRV Ultra (HU), Kerr	bis-GMA, TEGDMA	szkło glinowo-borowo--krzemowe, krzemionka	0,47 µm	objętościowa: 59%
6.	Te-Econom Plus (TE), Ivoclar Vivadent	dimetakrylany, TEGDMA	szkło barowe, trójfluorek iterbu, SiO_2, mieszanina innych tlenków	0,04-7,0 µm (wartość średnia 0,85 µm)	wagowa: 76% objętościowa: 60%

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Po wycięciu przeciwpróbki oszlifowano na płasko od strony zębiny przy pomocy papieru ściernego. Następnie wklejono je do aluminiowych oprawek (tak, aby zębina znalazła się w oprawce, a szkliwo zębowe wystawało poza nią), co umożliwiło późniejsze zamocowanie próbek w tribometrze. Tak przygotowane wycinki zębowe zostały oszlifowane w stożki, co przedstawione zostało na rysunku 5.2.

RYSUNEK 5.2. Oszlifowane w stożek szkliwo umieszczone w aluminiowych oprawkach

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

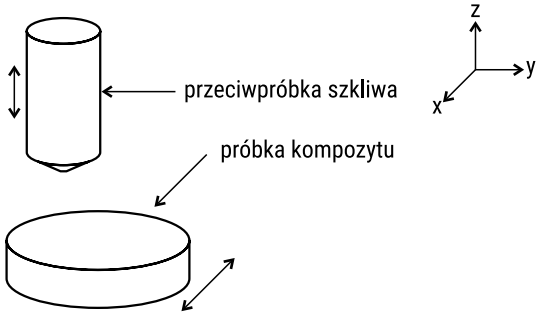
Przed przystąpieniem do badań tribologicznych każdy wierzchołek stożka został zeszlifowany przy pomocy papieru ściernego tak, aby otrzymać ścięty stożek o mniejszej średnicy wynoszącej ok. 500-600 μm. Pomiary tej średnicy stożka oraz kąta między tworzącą a podstawą ściętego stożka przeprowadzone zostały na mikroskopie optycznym Olympus BX51. Dzięki wykonaniu tych pomiarów możliwe było późniejsze obliczenie zużycia objętościowego szkliwa.

5.2.2. Badania tribologiczne

Badania tribologiczne zrealizowane zostały z użyciem UMT-2 firmy Brucker. Podczas tarcia obie próbki wykonywały ruch liniowy. Przeciwpróbka szkliwa zębowego wykonywała ruch w osi pionowej *z*. Po opuszczeniu próbki i uzyskaniu styku powierzchni szkliwa z powierzchnią kompozytu próbka materiału wykonywała ruch liniowy w osi *x* (w jednym kierunku). Po wykonaniu tego ruchu przeciwpróbka była unoszona ku górze, a próbka materiału kompozytowego cofała się na początkową pozycję. Kierunki ruchów próbek przedstawione zostały na rysunku 5.3. Próby tarcia odbywały się w obecności sztucznej śliny przygotowanej według receptury Fusayamy z poprawką Hollanda [8] oraz w temperaturze otoczenia, mieszczącej się w granicach 20-23°C. Każdy z materiałów kompozytowych został dwukrotnie poddany tarciu: pod obciążeniem 7,7 N oraz 23,5 N. Długość śladu tarcia na powierzchni kompozytu wynosiła ok. 2,4 mm, a w każdym badaniu wykonanych zostało 5500 cykli tarcia próbek.

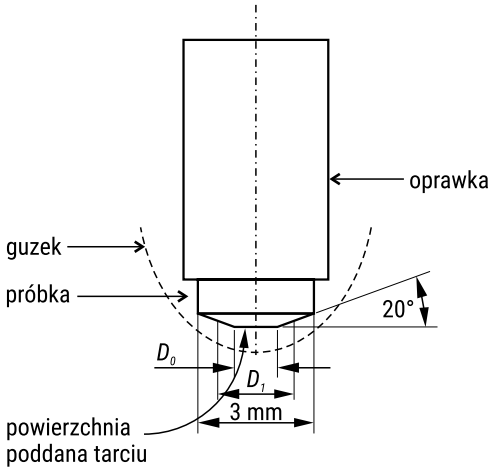
Zużycie przeciwpróbek szkliwa obliczano na podstawie pomiarów mniejszej średnicy stożka przed i po wykonaniu testów tribologicznych (rys. 5.4), wykorzystując w tym celu wzór na objętość stożka ściętego (5.1):

$$\frac{1}{24}\pi tg20^{\circ}(D_1^3 - D_0^3) \tag{5.1}$$



RYSUNEK 5.3. Kierunki ruchu pary ciernej podczas tarcia

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



RYSUNEK 5.4. Wymiary przeciwpróbki: D_0 – średnica początkowa; D_1 – średnica końcowa

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Pomiary zużycia materiałów kompozytowych wykonane zostały za pomocą laserowego mikroskopu konfokalnego Lext OLS 4000 firmy Olympus na podstawie oceny objętości wytartego śladu.

5.2.3. Badania właściwości mechanicznych

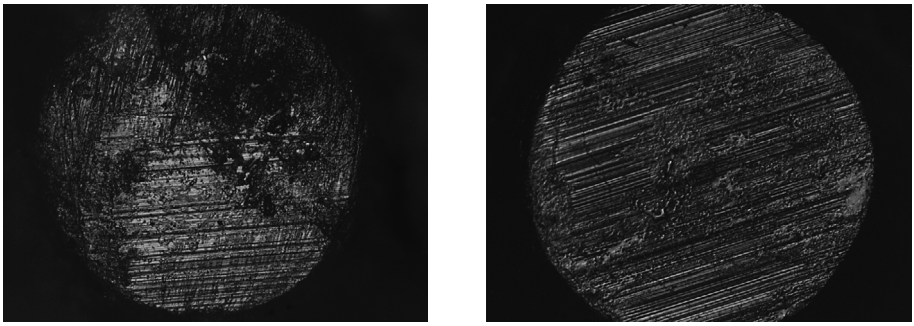
Obecnie w celu wyznaczenia twardości i modułu Younga warstwy wierzchniej materiału najczęściej wykorzystuje się metodę nanoindentacji. Metoda ta umożliwia ponadto wyznaczanie wartości takich wielkości, jak liczba Poissona, naprężenia cząstkowe, adhezja powłoki do podłoża, odporność na kruche pękanie i inne parametry [8, 9].

Przy pomiarach twardości tradycyjnymi metodami wykorzystującymi wgłębnik pomiarom poddawany jest pozostawiony w materiale odcisk. W przypadku metody nanoindentacji odcisk ten ma wymiary w skali nano, przez co jego pomiar metodami optycznymi jest znacznie trudniejszy. W pomiarach tą metodą bezpośrednio wyznaczana jest głębokość, na jaką wgłębnik zagłębił się w materiał, a znana geometria penetrującej końcówki umożliwia pośrednie wyznaczenie powierzchni styku [9].

Do wykonania badań twardości i modułu Younga wykorzystane zostało urządzenie umożliwiające pomiary metodą nanoindentacji firmy CSM Instruments (Szwajcaria). Badania wymienionych wyżej parametrów przeprowadzone zostały na powierzchni materiału niepoddanej tarciu, w obrębie śladów powstałych po testach tribologicznych z obciążeniem wynoszącym 7,7 i 23,5 N. Pomiary dokonane zostały przy pomocy diamentowego wgłębnika Berkovicha, przy obciążeniu wynoszącym 10 mN.

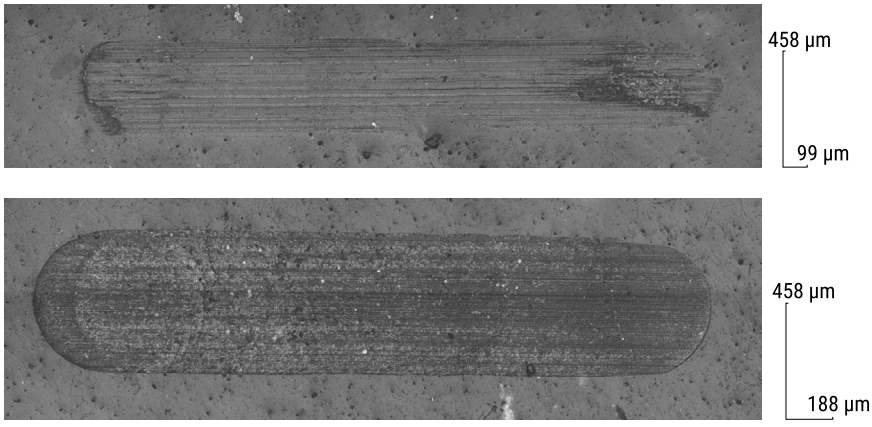
5.3. Wyniki badań

Przykładowe topografie powierzchni ukonstytuowane po testach tribologicznych dla pary Latitude-szkliwo przedstawiono na rysunkach 5.5 i 5.6. Na powierzchni szkliwa widoczne są wyraźne rysy wskazujące na obecność zużycia ściernego, a również nieregularne kształty z wyraźnie widocznymi pryzmatami szkliwa, co z kolei wskazuje na występowanie także zużycia o charakterze adhezyjnym. Powierzchnia materiału kompozytowego sugeruje raczej zużycie adhezyjne jako dominującą postać degradacji warstwy wierzchniej. Widoczny jest wyraźny wpływ wartości obciążenia na wymiary śladu zużycia.



RYSUNEK 5.5. Topografia powierzchni szkliwa po tarciu w skojarzeniu z materiałem kompozytowym Latitude (mikroskop optyczny, powiększenie x10, dla obciążenia 7,7 N – z lewej, dla obciążenia 23,5 N – z prawej)

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

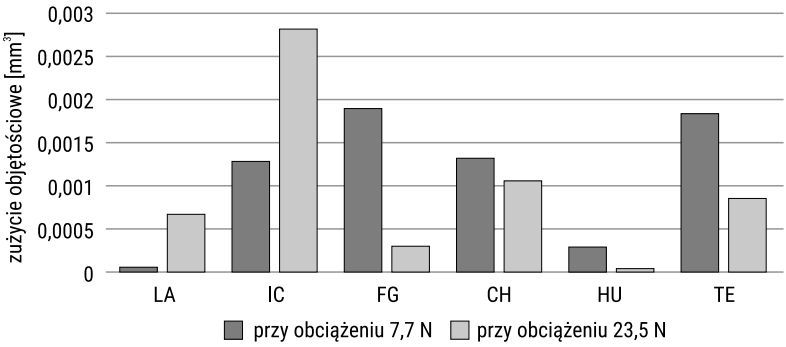


RYSUNEK 5.6. Topografia powierzchni kompozytu Latitude po tarciu w skojarzeniu ze szkliwem (mikroskop konfokalny, dla obciążenia 7,7 N – u góry, dla obciążenia 23,5 N – u dołu)

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

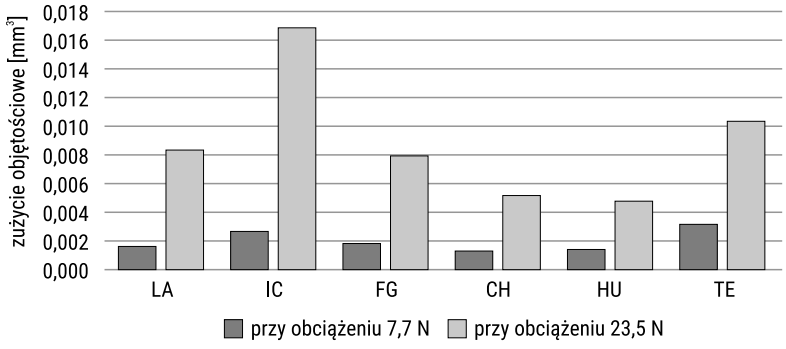
Wartości zużycia objętościowego uzyskane podczas prób tarcia przedstawiono na rysunkach 5.7 i 5.8. Jeżeli chodzi o zużycie szkliwa to brak jest tu wyraźnej prawidłowości. Zaskakuje fakt, że w niektórych przypadkach uzyskano inwersję zużycia, tj. zużycie mniejsze przy większej wartości obciążenia. Materiały kompozytowe poddane tarciu wykazują natomiast wyraźną prawidłowość, a mianowicie istotny wzrost zużycia towarzyszący wzrostowi zadanego w badaniach obciążenia.

Zestawiając ze sobą wyniki zużycia szkliwa i materiałów stomatologicznych na wypełnienia należy stwierdzić, że szkliwo okazało się materiałem bardziej odpornym na zużycie tribologiczne.



RYSUNEK 5.7. Wartości zużycia objętościowego szkliwa po próbach tarcia

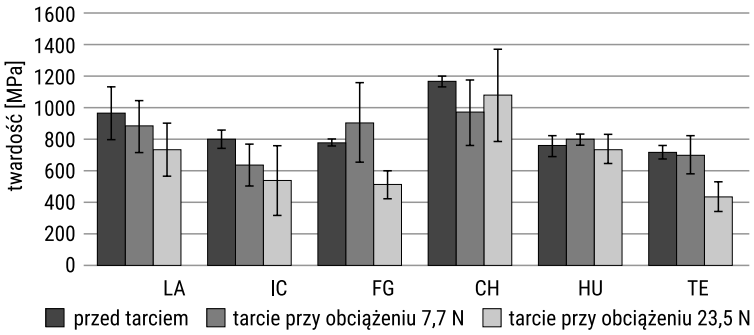
ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



RYSUNEK 5.8. Wartości zużycia objętościowego materiałów kompozytowych po próbach tarcia

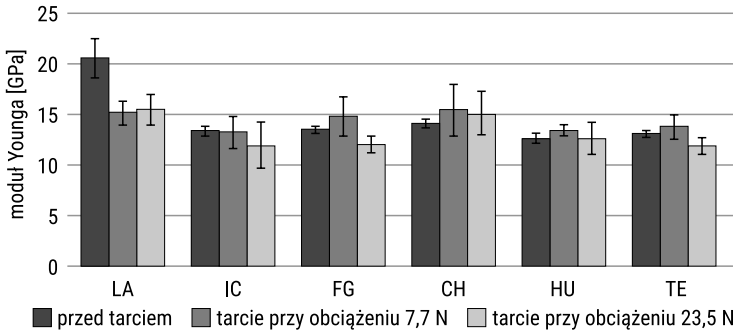
ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Zbiorcze wyniki twardości dla wszystkich materiałów przedstawione zostały na rysunku 5.9, natomiast wartości modułu Younga – na rysunku 5.10.



RYSUNEK 5.9. Zestawienie twardości warstwy wierzchniej badanych materiałów

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



RYSUNEK 5.10. Zestawienie modułu Younga warstwy wierzchniej badanych materiałów

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

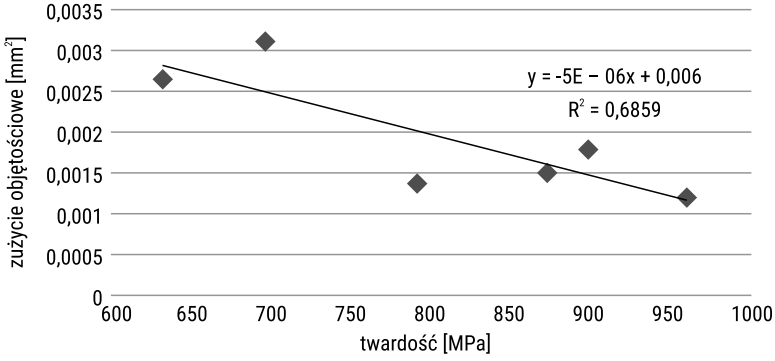
W każdym z analizowanym wariantów badań (przed próbą tarcia, po przeprowadzeniu próby tarcia przy obciążeniu normalnym 7,7 N oraz po przeprowadzeniu próby tarcia przy obciążeniu 23,5 N) najwyższą twardością charakteryzował się materiał kompozytowy Charisma (wielkość cząstek wypełniacza 0,02-0,2 μm). Najniższa wartość twardości w przypadku pomiarów powierzchni niepoddanej tarciu i poddanej tarciu przy obciążeniu 23,5 N wystąpiła w przypadku materiału Te-Econom Plus (wielkość cząstek wypełniacza 0,04-7 μm). Najniższa wartość twardości w przypadku pomiarów powierzchni poddanej tarciu przy obciążeniu 7,7 N widoczna jest w przypadku materiału ICE (wielkość cząstek wypełniacza 0,04-1,5 μm). Zauważalne jest to, że materiały o niższych wartościach wielkości cząstek wypełniacza charakteryzują się większą twardością niż materiały, w których przedział wartości wielkości cząstek wypełniacza jest szerszy, a jego górna granica jest większa niż 1 μm (w przypadku materiałów o pośrednich wartościach twardości górna granica przedziału była niższa niż 1 μm).

Widoczny jest mniej lub bardziej wyrażony spadkowy trend wartości twardości materiału wynikający z poddania go tarciu oraz na skutek zwiększania obciążenia

zadanego przy procesie tarcia. Odchylenia standardowe wartości średnich wyznaczonych na podstawie pomiarów wykonanych po przeprowadzeniu prób tarcia są jednak na ogół wyższe niż w przypadku wyników otrzymanych przed wykonaniem tarcia. Świadczy to o większym rozproszeniu wyników – wartości zmierzone podczas nanoindentacji wykazują znaczący rozrzut względem średniej.

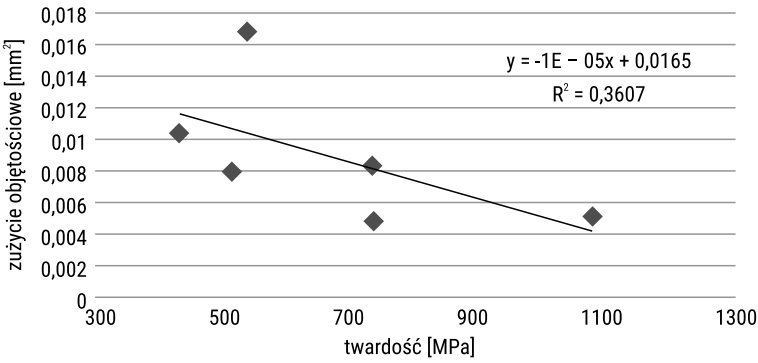
Wartości modułu Younga nie wykazują istotnej zależności od wprowadzenia tarcia i przyjętego obciążenia. Jedynie materiał Latitude charakteryzuje się znacznie wyższym modułem Younga w przypadku powierzchni niepoddanej tarciu niż pozostałe materiały kompozytowe. Wartość ta jednak ulega znacznemu zmniejszeniu w warunkach tarcia.

Wpływ parametrów mechanicznych formującej się warstwy wierzchniej materiałów kompozytowych podczas tarcia na ich zużycie tribologiczne może być analizowany na podstawie rysunków 11-14. Najlepsze dopasowanie uzyskano, stosując model regresji liniowej dla twardości. Zauważalna jest wyraźna tendencja do spadku wartości zużycia objętościowego badanych materiałów kompozytowych wraz ze wzrostem twardości ich warstwy wierzchniej i w mniejszym stopniu ze wzrostem wartości modułu Younga. Wprawdzie wartości współczynnika determinacji R^2 okazały się stosunkowo nieduże (zwłaszcza dla modułu Younga), ale dla obu obciążeń są one istotne statystycznie ($p < 0,05$), jeżeli weźmiemy pod uwagę twardość. Inaczej jest przy analizie wpływu modułu Younga na wartość zużycia. Wprawdzie stwierdzono ujemną korelację (wzrostowi wartości modułu towarzyszy zmniejszenie zużycia), ale korelacja ta jest stosunkowo słaba. Z pewnością na uzyskany wynik mógł mieć wpływ fakt, że każdy z materiałów był poddany jedynie dwukrotnie tarciu. Tym niemniej uzyskane wyniki wskazują na ujemną korelację pomiędzy wartością zużycia tribologicznego a parametrami mechanicznymi warstwy wierzchniej uformowanej podczas tarcia. Weryfikacja tej hipotezy wymaga obszerniejszych badań.



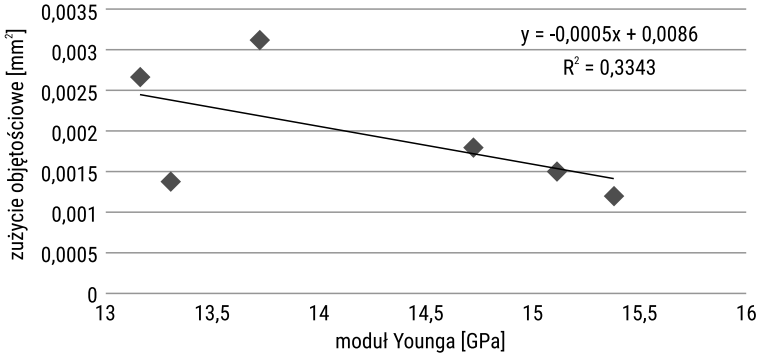
RYSUNEK 5.11. Zależność zużycia objętościowego od twardości warstwy wierzchniej materiałów poddanych tarciu przy obciążeniu 7,7 N

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



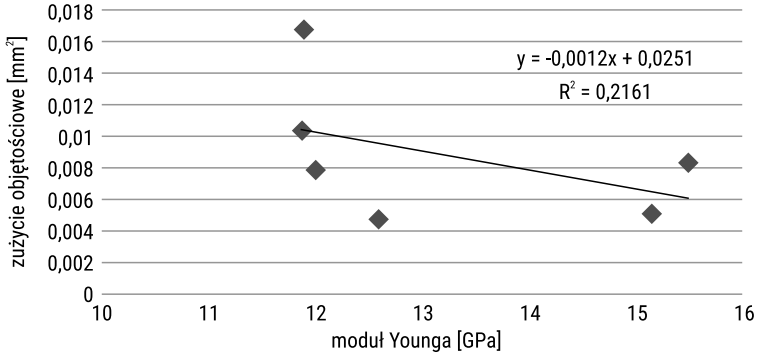
RYSUNEK 5.12. Zależność zużycia objętościowego od twardości warstwy wierzchniej materiałów poddanych tarciu przy obciążeniu 23,5 N

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



RYSUNEK 5.13. Zależność zużycia objętościowego od modułu Younga warstwy wierzchniej materiałów poddanych tarciu przy obciążeniu 7,7 N

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



RYSUNEK 5.14. Zależność zużycia objętościowego od modułu Younga warstwy wierzchniej materiałów poddanych tarciu przy obciążeniu 23,5 N

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

5.4. Dyskusja

Zestawienie wartości zużycia szkliwa oraz materiałów kompozytowych (rys. 5.7, 5.8) prowadzi do interesującego spostrzeżenia. O ile wzrost obciążenia doprowadził do wyraźnego wzrostu zużycia wszystkich badanych kompozytów, co jest zgodne z innymi badaniami [10, 11], o tyle zużycie szkliwa nie wykazuje takiej prawidłowości. Odnośnie szkliwa w literaturze na ogół spotyka się dane o dodatniej korelacji pomiędzy obciążeniem i zużyciem [12-14]. Rozbieżność pomiędzy niektórymi danymi literaturowymi a prezentowanymi w niniejszym rozdziale można tłumaczyć następująco. Po pierwsze, mogą one wynikać z istotnego zróżnicowania prowadzonych eksperymentów, bowiem w cytowanych powyżej źródłach stosowano inną geometrię pary ciernej, np. wprowadzenie jako przeciwpróbki metalowej kulki prowadzi do istotnego wzrostu naprężeń kontaktowych (Hertza) w badanym materiale, co może przekładać się na wartość intensywności zużycia. Po drugie, eksperymentalnie dowiedziono, że wprowadzenie obciążenia zmiennego (tak jak w niniejszej pracy) powoduje poszerzenie zakresu średniej wartości obciążenia, przy którym zużycie praktycznie od niego nie zależy [8, 15]. Ponadto dane eksperymentalne wskazują, że zużycie szkliwa jest wyjątkowo niestabilnym parametrem i zależy istotnie od czynników losowych [8, 16], co zmusza w praktyce do stosowania większej liczby powtórzeń.

W literaturze spotyka się stosunkowo niewiele prac, w których poddaje się analizie wpływ twardości i modułu Younga na odporność kompozytowych materiałów stomatologicznych na zużycie ścierne. Zwykle poszukuje się wzajemnych relacji, dokonując pomiarów właściwości mechanicznych przed testami tribologicznymi, tj. w odniesieniu do objętości materiału. Takie podejście prezentują m.in. Zheng i in. w pracy [17], w której wskazują na pozytywną i istotną statystycznie korelację pomiędzy mikrotwardością a wartością zużycia grupy materiałów kompozytowych. Zupełnie przeciwstawne wnioski przedstawili w swojej pracy Hanhel i in. [18], którzy badając 14 materiałów różniących się m.in. zawartością wypełniaczy, nie stwierdzili korelacji pomiędzy twardością HV a wartością zużycia. Twardość materiałów kompozytowych mierzona za pomocą metody nanoindentacji wpływa natomiast istotnie na zużycie, co pokazują w swoich badaniach niektórzy autorzy [19].

Przeprowadzone badania pozwalają stwierdzić, że im większe wartości parametrów mechanicznych (nanotwardość i moduł Younga) warstwy wierzchniej ukonstytuowanej podczas tarcia, tym większa odporność materiału na zużycie tribologiczne.

Przedstawione w niniejszym rozdziale wyniki wskazują na istotne zmniejszenie się twardości warstwy wierzchniej materiałów poddanych tarciu oraz w mniejszym stopniu na zmniejszenie się modułu Younga. Tendencja ta jest bardziej wyraźna przy większym obciążeniu.

W celu potwierdzenia otrzymanych zależności wskazana jest kontynuacja badań na większej liczbie materiałów. Koniecznie również byłoby zastosowanie większej liczby różnych obciążeń zadanych podczas badań tribologicznych i wykonanie większej liczby pomiarów metodą nanoindentacji, aby uzyskać bardziej wiarygodne wyniki.

5.5. Wnioski

Przeprowadzone badania eksperymentalne właściwości mechanicznych warstwy wierzchniej materiałów poddanych tarciu w kontakcie z naturalnym szkliwem pozwalają na sformułowanie następujących wniosków:

1. Badane materiały kompozytowe odznaczają się wzrostem zużycia wraz z rosnącym obciążeniem, co nie jest jednoznaczne w przypadku szkliwa.
2. Zużycie materiałów kompozytowych w istotny sposób zależy od twardości warstwy wierzchniej, szczególnie przy większych obciążeniach.
3. Sztywność warstwy wierzchniej materiałów kompozytowych wykazuje umiarkowany wpływ na ich zużycie.

Bibliografia

[1] Jodkowska E, Wagner L. *Wybrane materiały stosowane w stomatologii zachowawczej*. Otwock: Med Tour Press International,; 2008.

[2] Kruzic JJ, Arsecularatne JA, Tanaka CB, Hoffman MJ, Cesar PF. Recent advances in understanding the fatigue and wear behavior of dental composites and ceramics. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018; 88: 504-533.

[3] Antunes PV, Ramalho A, Carrilho EVP. Mechanical and wear behaviours of nano and microfilled polymeric composite: Effect of filler fraction and size. *Materials and Design*. 2014; 61: 50-60.

[4] Heintze SD, Zellweger G, Zappini G. The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear*. 2007; 263: 1138-1146.

[5] Sajewicz E. Properties of composite dental materials. *Acta Mechanica Slovaca*. 2004; 8: 109-112.

[6] Poverchnostnaâ proĉnost' materialov pri trenii. Kosteckij B.I. (red.), Izdatel'stvo Technika. Kiev; 1976.

[7] Kostecky BI. The structural-energetic concept in theory friction and wear (synergism and self-organization). *Wear*. 1992; 159: 1-15.

[8] Sajewicz E. *Tribologiczne aspekty funkcjonowania narządu zębowego człowieka*. Białystok: Oficyna Wydawnicza Politechniki Białostockiej; 2007.

[9] Fischer-Cripps AC. *Nanoindentation*. New York: Springer Verlag; 2011.

[10] Dziedzic K, Zubrzycka-Wróbel J, Józwik J i in. Research on tribological properties of dental composite materials. *Advances in Science and Technology Research Journal*. 2016; 10: 144-149.

[11] Marquis PM, Hu X, Shortall AC. Two-body wear of dental composites under different loads. *International Journal of Prosthodontics*. 2000; 13: 473-479.

[12] Zheng J, Zhou ZR. Friction and wear behavior of human teeth under various wear conditions. *Tribology International*. 2007; 40: 278-284.

[13] Eisenburger M, Addy M. Erosion and attrition of human enamel in vitro part II: influence of time and loading. *Journal of Dentistry*. 2002; 30: 349-352.

[14] Kaidonis R, Richards LC, Townsed GC, Tansley GD. Wear of human enamel: A quantitative in vitro assessment. *Journal of Dental Research*. 1998; 77: 1983-1990.

[15] Sajewicz E. Tribological characterization of human tooth enamel W: Davim JP, red. *Biomaterials and Medical Tribology; Research and development* . Oxford, Cambridge, Philadelfia, New Delhi: Woodhesd Publishing; 2013: 459.

[16] Sajewicz E. On evaluation of wear resistance of tooth enamel and dental materials. *Wear*. 2006; 260: 1256-1261.

[17] Zeng J, Sato Y, Ohcubo C, Hosoi T. In vitro wear resistance of three types of composite resine teeth. *The Journal of Prosthodontic Dentistry*. 2005; 94(5): 453-457.

[18] Hahnel S, Schulz S, Trempler C, Ach B, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of dental restorative materials. *Journal of Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*. 2011; 4: 237-244.

[19] Kleczewska J, Bieliński DM. Friction and wear of resine-based dental materials. *Archives of Civil and Mechanical Engineering*. 2007; 7(4): 87-96.

Streszczenie

W rozdziale przedstawiono wyniki badań tribologicznych sześciu kompozytowych materiałów stomatologicznych w skojarzeniu ze szkliwem zębów człowieka. Ukonstytuowaną podczas tarcia warstwę wierzchnią materiałów kompozytowych poddano pomiarom nanotwardości oraz modułu Younga. Stwierdzono istotny wpływ obciążenia na wartość zużycia kompozytów i niejednoznaczny wpływ szkliwa. Stwierdzono również, że zużycie materiałów kompozytowych w istotny sposób zależy od twardości warstwy wierzchniej, szczególnie przy większych obciążeniach, a moduł Younga słabo koreluje ze zużyciem.

Słowa kluczowe: szkliwo, kompozyty, twardość, moduł Younga, zużycie

Rozdział 6
Przegląd konstrukcji oraz propozycja autorskiego urządzenia pionizujacego w dziecięcym porażeniu mózgowym

Paweł Lipowicz[*], Piotr Borkowski[**], Bartosz Borowski[***], Jolanta Zuzda[****]

6.1. Wstęp

Mózgowe porażenie dziecięce (MPDz) nie jest określoną, odrębnie sklasyfikowaną jednostką chorobową. Jest to zespół objawów chorobowych o szerokim zakresie wynikających z uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego, a w szczególności ośrodkowego neuronu ruchowego. Najczęściej przytaczana definicja w polskiej literaturze brzmi: „*Przez pojęcie mózgowe porażenie dziecięce rozumie się niepostępujące zaburzenia czynności będącego w rozwoju ośrodkowego układu nerwowego, powstałe w czasie ciąży, porodu lub w okresie okołoporodowym*"[1]. MPDz dotyczy zaburzeń powstałych w okresie płodowym, porodu lub okołoporodowym. Czas powstania zaburzeń powodujących zespół MPDz według różnych autorów bardzo się różni. Obecnie przyjmuje się termin do 2-3 roku życia, gdyż jest to moment osiągnięcia znacznego już stopnia dojrzałości ośrodkowego układu nerwowego [2]. Ważny jest fakt, że nieistotne jest, w jakim wieku wystąpiły objawy choroby, ale czy związane są one z uszkodzeniem powstałym we wcześniej wymienionych okresach (płodowy, porodu, okołoporodowy) [3]. Wśród wszystkich dzieci ze zdiagnozowanym dziecięcym porażeniem mózgowym w ok. 20% przyczyną są uszkodzenia w okresie płodowym, 60% stanowią uszkodzenia podczas porodu, pozostałe 20% to uszkodzenia okołoporodowe [1]. Należy przytoczyć też niepokojący fakt, iż u 30% dzieci z MPDz nie udało się określić powodu powstania choroby. Częstość występowania MPDz w Polsce oscyluje w okolicy 2‰ urodzeń i cały czas się zmniejsza [4].

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: p.lipowicz@pb.edu.pl

[**] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: p.borkowski@pb.edu.pl

[***] ABC Rehabilitacji Dziecięcej i Niemowlęcej , Wąska 15/lok.4, 15-481 Białystok, e-mail: dzieci@abcrehabilitacja.pl

[****] Politechnika Białostocka, Wydział Inżynierii Zarządzania, Katedra Marketingu i Turystyki, Ojca Tarasiuka 2, 16-001 Kleosin, e-mail: j.zuzda@pb.edu.pl

Główny i najczęściej stosowany podział MPDz to: obustronne porażenie kurczowe, porażenie połowicze, obustronne porażenie połowicze, zespół móżdżkowy, zespół pozapiramidowy i postać mieszana. W każdym z zespołów neurologicznych wyróżnia się różne rozmieszczenie zmian oraz stopień ich nasilenia [5]. W kontekście pionizacji obustronne porażenie kurczowe charakteryzuje się nożycowym ustawianiem kończyn oraz jedynie palcowym podparciem stopy. Przy łukowatym wygięciu tułowia powoduje to dużą trudność w utrzymaniu równowagi i chodzeniu. Porażenie połowicze dotyka jednej strony tułowia. Powoduje ono niedowład jednostronny, niesymetryczne rozmieszczanie obciążenia i zaburzenia odruchów, czucia i równowagi. Strona dotknięta porażeniem wolniej się rozwija, a wzrost jest niesymetryczny, co skutkuje nierównymi kończynami i skrzywieniem kręgosłupa [3]. Obustronne porażenie połowicze skutkuje bardzo powolnym lub wręcz zatrzymanym rozwojem ruchowym. Dzieci dotknięte tym zaburzeniem rzadko wychodzą poza pozycję leżącą. Przy uzyskaniu pozycji stojącej lub chodzenia każdy ruch głowy wytrąca pacjenta z równowagi na skutek zmian napięcia mięśniowego kończyn. Pochylanie głowy powoduje ruch zgięcia kończyn górnych i wyprost dolnych. Dzieci te, oprócz zaburzeń ruchowych, cierpią na silne zaburzenia wzroku, znaczne zaburzenia umysłowe i padaczkę. Postać móżdżkowa jest najrzadziej występującym typem MPDz. Charakteryzuje ją hipotonia, opóźnienie rozwoju ruchowego, drgawki przy gwałtownej zmianie położenia, oraz bardzo silne zaburzenia koordynacji. Jeżeli udaje się pacjentom wypracować samodzielne chodzenie, potrzebują podparcia, a ruch jest niepewny [5]. W zespole pozapiramidowym ze względu na wzrost napięcia mięśniowego i reakcji *opisthotonus* (czyli wygięcia łukowatego do tyłu wraz z głową oraz z usztywnieniem kręgosłupa) na bodźce najczęściej najwyższym poziomem rozwoju ruchowego jest umiejętność siadania. Postać tę charakteryzuje duża zmienność objawów w zależności od stanu psychicznego chorego oraz ruchy mimowolne, szczególnie kończyn górnych i twarzy. Oprócz określonych wyżej postaci MPDz można spotkać u dzieci jeszcze postacie mieszane dwóch lub więcej zespołów. Jedną z najcięższych z nich jest postać MPDz ze sztywnością, przy której u dzieci występuje bardzo wzmożone napięcie mięśniowe oraz nasilone odruchy toniczne. Dzieci te nie przekraczają stadium leżenia i nie są w stanie podnieść nawet głowy, posiadając tylko ruchy mimowolne [4]. Dlatego też pionizacja jest szczególnie ważna w przypadku dzieci, które nie potrafią samodzielnie chodzić czy stać. Powikłania wynikające z długotrwałego leżenia lub siedzenia są bardzo poważne, a wynikiem braku pionizacji mogą być odwapnienia kości, zmiany martwicze powierzchni stawowych, odleżyny i ograniczenia ruchomości stawów [6, 7]. Dodatkowo, długotrwałe przebywanie w pozycji leżącej niekorzystnie wpływa na układ krążenia centralnego i obwodowego oraz zaburza funkcjonowanie układu oddechowego i pokarmowego [8]. Pozycja spionizowana poprawia funkcjonowanie organizmu, ułatwia ćwiczenia kończyn górnych oraz aktywizację tułowia. Dodatkowo wpływa bardzo korzystnie na komfort psychiczny pacjenta, jest lepszą pozycją do spożywania posiłków i ćwiczeń logopedycznych. Przyjmuje się, że każdy niepełnosprawny powinien przebywać

co najmniej trzy godziny dziennie w pozycji pionowej. Dla dzieci pionizacja jest ważna również ze względów poznawczych, percepcyjnych i prawidłowego rozwoju psychicznego [7].

Większość metod rehabilitacji MPDz opiera się na nauce dzieci wykonywania codziennych czynności i samodzielności. Umiejętność utrzymania wyprostowanej pozycji i chodzenia jest bardzo ważna w procesie usamodzielnienia. Pionizator zdecydowanie pomaga i ułatwia proces uczenia dzieci stania i utrzymywania równowagi [8].

Celem pracy była analiza istniejących konstrukcji pionizatorów stosowanych u pacjentów z MPDz oraz opracowanie własnego rozwiązania pozwalającego na korektę postawy użytkownika.

6.1.1. Przegląd konstrukcji pionizatorów

Urządzenia pionizujące, potocznie zwane pionizatorami, można podzielić na dwie kategorie:

- pionizatory statyczne,
- pionizatory dynamiczne [9].

Urządzenia statyczne mają na celu bierne spionizowanie użytkownika. W trakcie ich stosowania zmieniają się warunki obciążenia oraz praca układu krążenia u pacjenta. Następuje adaptacja zmysłów oraz organów wewnętrznych. Część tego typu pionizatorów umożliwia wykonywanie niektórych czynności domowych czy zawodowych [8]. Stosowane są w szczególności przez pacjentów z porażeniami czterokończynowymi, deformacjami ciała oraz u osób ze słabą siłą fizyczną lub zanikiem mięśniowym. Wśród urządzeń statycznych możemy wyróżnić kilka podkategorii:

- łóżka pionizujące,
- pionizatory z blatem roboczym,
- wózki pionizujące [9].

Pionizatory dynamiczne oprócz własności dotyczących pionizatorów statycznych umożliwiają również samodzielne przemieszczanie się pacjenta. Funkcja przemieszczania może być rozwiązana na wiele sposobów, a same pionizatory wyposażone są w mechanizmy nie tylko stabilizujące, ale również wspomagające ruch [10]. Ułatwiają one rozwijanie i pobudzanie zmysłu równowagi, zapewniając przy tym poczucie stabilności i ułatwiając utrzymanie postawy spionizowanej. Stosowane są u pacjentów z jedynie częściowym porażeniem, z ustępującym paraliżem kończyn dolnych, po udarach mózgu czy u osób po zabiegach obejmujących kończyny dolne lub układ nerwowy [10]. Wśród pionizatorów dynamicznych można wyróżnić:

- paramobile,
- parapodia dynamiczne,
- egzoszkielety [9].

6.1.1.1. Pionizatory statyczne

Jak wcześniej zostało wspomniane wyróżniamy trzy rodzaje pionizatorów statycznych: łóżka pionizacyjne, pionizatory z blatem roboczym i wózki pionizujące.

Łóżko pionizacyjne stosowane jest u osób w najcięższym stanie i nierzadko wykorzystywane jest do pierwszych prób pionizacji pacjentów. Przy jego użyciu praktycznie nie jest wymagana jakakolwiek współpraca pacjenta. Może on być całkowicie sparaliżowany lub pozbawiony siły mięśniowej. Użytkownik zostaje najczęściej ciasno przypięty do łóżka przy użyciu pasów podtrzymujących. Elementem charakteryzującym te urządzenia jest płaski, sztywny blat łóżka. Urządzenie oparte jest na ramie uchylnej. Wyposażona jest ona w mechanizm ustawiający blat do pionu i opuszczający go. Pacjent przymocowany jest do urządzenia przy użyciu pasów podtrzymujących. Konstrukcja łóżka pionizacyjnego może być oparta na jednym sztywnym blacie lub być dzielona i regulowana. Wyposażeniem dodatkowym, spotykanym w droższych modelach dostępnych na rynku, mogą być mocowane do ramy dostawki, blaty do ćwiczeń czy do spożywania posiłków. Możliwość ich używania zależy indywidualnie od pionizowanej osoby i stopnia jej niepełnosprawności [11]. Do istotnych wad tego urządzenia należałoby zaliczyć jego wymiary. Kolejnym wartym uwagi aspektem jest komfort psychiczny użytkownika. W wyniku sztywnego przypięcia pasami do blatu możliwe jest poczucie dyskomfortu, a nawet uwięzienia, u pacjenta. Na rynku można spotkać coraz więcej łóżek szpitalnych wyposażonych w funkcję pionizacji. Stopniowo stają się one standardowym wyposażeniem oddziałów szpitalnych, szczególnie takich jak ortopedia, traumatologia i neurologia oraz klinik rehabilitacyjnych.

Urządzenia pionizujące z blatem roboczym stosowane są w przypadku pacjentów, którzy z różnych przyczyn mają problem z utrzymaniem pozycji stojącej. Takimi przyczynami mogą być: paraliż kończyn dolnych, choroby związane z osłabieniem lub zanikiem mięśniowym, stany po zabiegach operacyjnych w obrębie kończyn dolnych i kręgosłupa lub urazy i choroby zaburzające zmysł równowagi [12]. W odróżnieniu do poprzedniego typu stosowane są przy rehabilitacji osób świadomych. Z uwagi na mniejsze gabaryty są bardziej mobilne. Niektóre z tych pionizatorów mogą być obsługiwane samodzielnie przez pacjenta, podczas gdy inne wymagają dodatkowej osoby podczas przesiadania się z wózka inwalidzkiego lub łóżka. Najczęściej potrzebna jest pomoc przy ustawianiu kończyn w podnóżkach i zapinaniu pasów przytrzymujących. Dostępnych jest bardzo dużo rozwiązań konstrukcyjnych w tej kategorii. Różnią się one zarówno konstrukcją ramy, materiałami, z których są wykonane, ilością i rozkładem pasów podtrzymujących czy pelot oraz możliwymi stopniami regulacji pozycji i podparć. Duża część pionizatorów z blatem roboczym ma charakter stacjonarny. Blat mocowany do ramy urządzenia pełni kilka funkcji, m.in.: na nim wykonywane są ćwiczenia rehabilitacyjne dłoni i całych rąk pacjenta, dzieciom służy jako powierzchnia do zabaw oraz umożliwia wygodne spożywanie posiłków. Cechą pożądaną jest kilkupoziomowa regulacja podparcia pleców i miednicy oraz zagłówka. Umożliwia ona dokładne dopasowanie urządzenia

do użytkującej je osoby. Dodatkowo stosowany bywa regulowany kąt nachylenia pacjenta względem podłoża. Ta funkcja, tak jak w przypadku łóżek pionizacyjnych, umożliwia stopniowe ustawianie pacjenta do pionu.

Wózki pionizujące to trzecia i ostatnia kategoria urządzeń należących do grupy pionizatorów statycznych. Są to wózki inwalidzkie o sztywnej podstawie ramowej z kołami, posiadające funkcje manualnej lub zautomatyzowanej pionizacji. Urządzenia te są bardzo zbliżone do paramobili będących urządzeniami pionizującymi dynamicznymi, które opisane zostaną w dalszej części. To, co je odróżnia to fakt, iż użytkownik nie ma możliwości przemieszczania się na nim samodzielnie. Do poruszania wózka z pacjentem potrzebna jest osoba trzecia. Łącząc funkcje pionizatora i wózka inwalidzkiego, są bardzo korzystne zarówno dla rehabilitantów, jak i samych użytkowników, dlatego też zdobywają one coraz większą popularność. Stosując takie rozwiązanie możliwa jest wielokrotna zmiana pozycji z siedzącej w spionizowaną i odwrotnie, co znacznie usprawnia proces rehabilitacji [13]. Urządzenia te wyposażone są we wszystkie komponenty, z których składa się wcześniej opisany pionizator z blatem roboczym. Posiadają regulowane podnóżki, podkolanniki do podtrzymania kończyn dolnych, regulowany zagłówek oraz pasy biodrowe i piersiowe. Dodatkowo wyposażone są w regulowane peloty boczne oraz peloty biodrowe, blokujące odpowiednio ruchy tułowia oraz bioder. W przypadku pacjentów z tendencją do krzyżowania kończyn dolnych stosowany jest element w postaci separatora. Regulacja oparcia i siedziska umożliwia dopasowanie wózka do wzrostu pacjenta [14]. Pionizacja odbywać się może ręcznie z blokadą pozycji siedzącej i pionowej, za pośrednictwem śruby trapezowej napędzanej korbą lub przez siłowniki. Wadą tych urządzeń może być fakt, iż do spionizowania potrzebna jest spora siła fizyczna (rozwiązanie ręczne) lub dostęp do gniazda sieci elektrycznej. Rzadko spotykana na rynku jest próba rozwiązania tego problemu przez zastosowanie akumulatorów zasilających siłownik.

6.1.1.2. Pionizatory dynamiczne

Pionizatory dynamiczne dzielą się na paramobile, parapodia dynamiczne i egzoszkielety.

Paramobile są naturalnym rozwinięciem wózków inwalidzkich z funkcją pionizacji. Tak jak wcześniej zostało wspomniane wyróżnia je fakt, iż pacjent ma możliwość samodzielnego przemieszczania się. Takie rozwiązanie może być realizowane przy zastosowaniu klasycznych kół do wózków inwalidzkich lub też przez wyposażenie wózka w zasilanie elektryczne. Poza tą funkcją konstrukcja nie różni się od wózków statycznych, jednak możliwość samodzielnego poruszania się klasyfikuje je już do oddzielnej grupy – urządzeń dynamicznych. Dzięki tym cechom korzystająca z niego osoba z niepełnosprawnością może samodzielnie przemieszczać się i wykonywać czynności, które wcześniej były poza jej zasięgiem, zarówno w domu, jak i poza nim [13].

Parapodia dynamiczne są to urządzenia umożliwiające samodzielne poruszanie się osoby z niepełnosprawnością przy wykorzystaniu: samych kończyn górnych, kończyn górnych i balansu ciałem lub częściowo sprawnych kończyn dolnych. Nie są to jednak wózki, w związku z czym nie ma możliwości przebywania i poruszania się w pozycji siedzącej. Aby korzystać z tych urządzeń potrzebna jest pomoc innej osoby przy ustawieniu się w pionizatorze lub wstawaniu z łóżka czy wózka inwalidzkiego. Stosowane są one u pacjentów z porażeniem jedynie kończyn dolnych na poziomie nie wyższym niż Th5. Mają one na celu poprawę krążenia, zapobieganie spastyczności czy odwapnianiu kości oraz umożliwiają zwiększenie siły mięśniowej i komfortu psychicznego osoby niepełnosprawnej [14, 15, 16].

Zupełnie nową, rozwiniętą technologicznie grupą urządzeń do pionizacji są egzoszkielety. Pierwsze próby opracowania egzoszkieletu, czyli urządzenia zwiększającego siłę mięśniową człowieka, podjęły ośrodki naukowe współpracujące z wojskiem, a konstrukcje te miały być wykorzystywane w celach militarnych. Celem było umożliwienie żołnierzom piechoty samodzielnego przenoszenia ciężkiego ekwipunku (nawet 85 kg) przez dłuższy czas, na większe odległości. Po opracowaniu takiego urządzenia zauważono duży potencjał wykorzystania go w celach medycznych i od tamtej pory powoli zaczęto komercjalizować tę technologię [17]. Urządzenia te przeznaczone są przede wszystkim do reedukacji chodu dla pacjentów po urazach neurologicznych, chorych na stwardnienie rozsiane, po urazach rdzenia kręgowego czy po przebytych rozległych urazach kończyn dolnych. Obecnie stanowią wyposażenie ośrodków rehabilitacyjnych, w których wykorzystuje się je w terapiach mających na celu przywrócenie umiejętności chodzenia, zwiększenie i utrzymanie ruchomości w stawach, zapobieganie przykurczom, zwiększenie siły mięśniowej oraz poprawę ogólnej wydolności organizmu i stanu psychicznego osób niepełnosprawnych [18]. Dostępne na świecie egzoszkielety łączy kilka cech wspólnych – są to konstrukcje szkieletowe, sterowane elektrycznie lub hydraulicznie przez przenośny komputer, zaopatrzone sensorycznie. Wyposażone są w kilka trybów pracy, tak aby zapewnić jak najszersze zastosowanie. Można wyróżnić takie tryby, jak: tryb automatyczny, tryb wyzwalania przez pacjenta oraz tryb uczący się. Umożliwiają również automatyczne wstawanie i siadanie [19, 20].

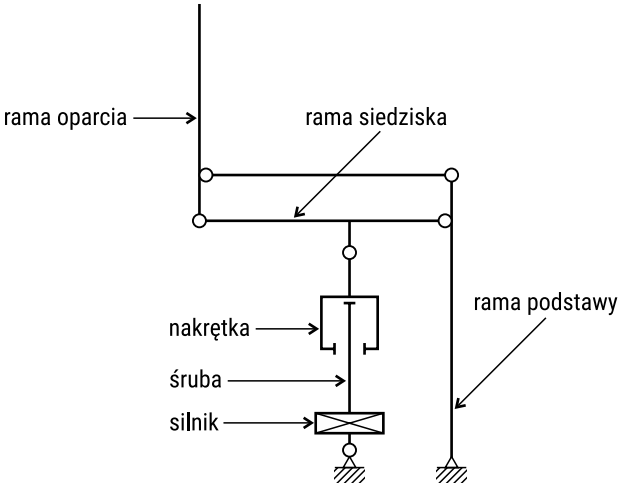
6.2. Urządzenie do pionizacji dzieci z MPDz – projekt własny

Prace projektowe zostały podzielone na dwie kategorie: założenia ogólne – dotyczące podstawowych cech całego urządzenia – oraz założenia szczegółowe, które dotyczą konkretnych rozwiązań zastosowanych w pionizatorze. Założenia uwzględniały rehabilitacyjne, anatomiczne oraz ergonomiczne aspekty użytkowe. Spośród założeń konstrukcyjnych dla projektowanego urządzenia wyróżnić należy następujące punkty:

- pionizator przeznaczony dla dzieci w wieku 7-15 lat;

- maksymalna masa pacjenta – 80 kg;
- możliwość samodzielnego poruszania się pacjenta;
- pełna i płynna regulacja z pozycji siedzącej do pozycji wyprostowanej;
- funkcja ustawienia miednicy w pozycji neutralnej;
- funkcja jezdna pionizatora;
- pionizacja automatyczna z użyciem pilota;
- płynna regulacja zagłówka w zakresie 90 mm;
- płynna regulacja wysokości oparcia w zakresie 160 mm, oparta na mechanizmie śrubowym;
- płynna regulacja głębokości siedziska w zakresie 100 mm, oparta na mechanizmie śrubowym;
- płynna regulacja szerokości pelot bocznych i biodrowych, symetrycznie ±80 mm;
- regulacja podkolanników skokowa co 12 mm w zakresie 192 mm;
- regulacja wysokości podnóżków skokowa co 12 mm w zakresie 72 mm;
- zastosowanie regulowanej przegrody kończyn dolnych;
- zastosowanie zapięć pasów bezpieczeństwa.

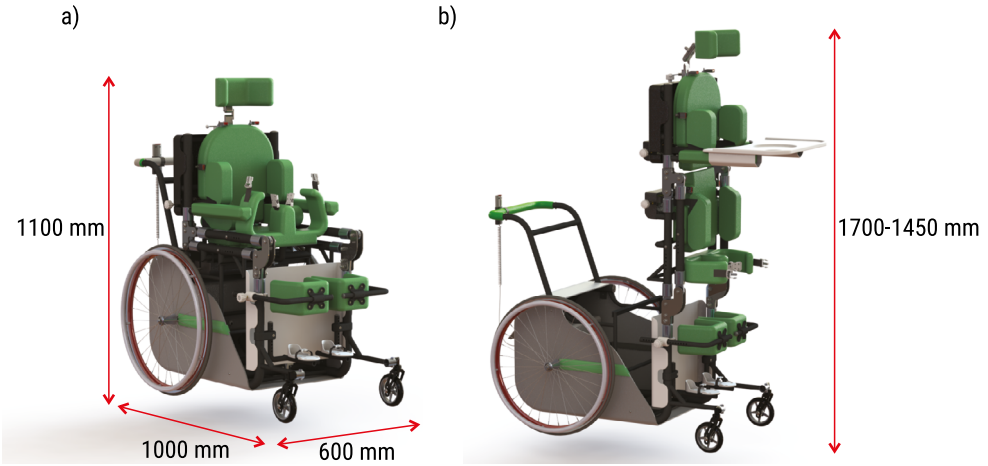
W wyniku przeprowadzonych prac powstał projekt pionizatora spełniającego postawione założenia. Konstrukcja oparta jest o mechanizm prostowodu przedstawionego na rysunku 6.1, co pozwoliło na zastosowanie jednego siłownika, którego ruch powoduje podążanie oparcia za ruchem siedziska i pionizację całego układu. Konstrukcja taka umożliwia płynne i stopniowe pionizowanie pacjenta oraz zatrzymanie go w dowolnym momencie między pozycją siedzącą a wyprostowaną, co jest niezbędne w procesie rehabilitacji.



RYSUNEK 6.1. Schemat kinematyczny siłownika i pionizatora

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Wymiary gabarytowe urządzenia przedstawione na rysunku 6.2 odpowiadają ogólnie przyjętym gabarytom dla wózków inwalidzkich, co pozwala na swobodne przemieszczanie się w przestrzeni publicznej.



RYSUNEK 6.2. Wymiary gabarytowe pionizatora: a) pozycja siedząca, b) pozycja „spionizowana"

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

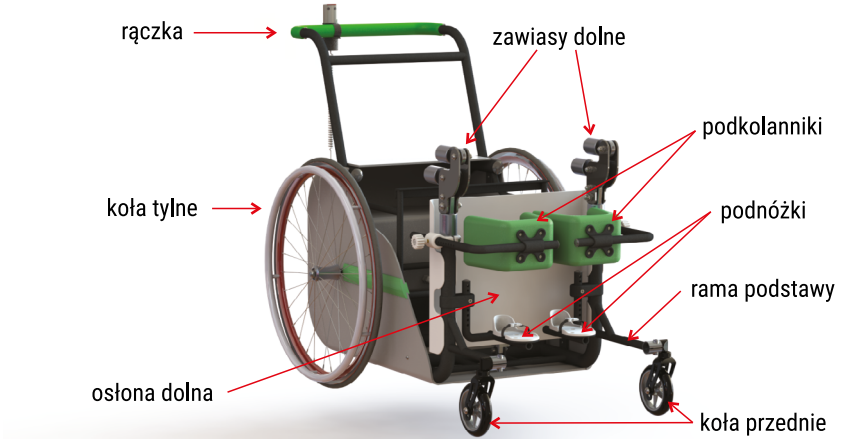
Projekt opiera się na konstrukcji ramowej wykonanej z dobrze obrabialnego, wytrzymałego oraz odpornego na korozję stopu aluminium 6063. Przeprowadzone obliczenia sprawdzające wskazują, że przy założonym obciążeniu największe naprężenia w ramie nie przekraczają 80 MPa, co potwierdza prawidłowość koncepcji projektowej pionizatora. Oprócz wcześniej wspomnianego stopu w projekcie wykorzystano również drewno, piankę tapicerską i wodoodporny materiał obiciowy. W przypadku mniej obciążonych elementów zaproponowano wykorzystanie tworzywa ABS. Mosiądz ze względu na swoje właściwości ślizgowe zastosowany został do elementów tworzących pary cierne. Mechanizm regulacji zagłówka oparty na zacisku dwuosiowym wykonano ze stali nierdzewnej 1.4301, a w samym zagłówku wykorzystano blachę miedzianą, pozwalającą na łatwe i wielokrotne kształtowanie.

W konstrukcji wydzielono trzy zespoły funkcjonalne (rys. 6.3): zespół podstawy, zespół siedziska oraz zespół oparcia.

Zespół podstawy (rys. 6.4) pełni kilka funkcji, tj. stanowi podstawę całej konstrukcji, realizuje funkcję jezdną urządzenia oraz stanowi punkt zaczepu dolnego siłownika pionizującego pacjenta. W obudowie podstawy przewidziane zostało również miejsce na układ sterowania i zasilania urządzenia. Jako element sterujący zastosowano siłownik ze sterownikiem wykorzystywany w urządzeniach medycznych zasilany akumulatorowo, spełniający normy dotyczące zabezpieczeń elektrycznych w urządzeniach medycznych. Zamocowane są tu również podnóżki i podkolanniki stabilizujące dalszy odcinek kończyn dolnych.

RYSUNEK 6.3. **Widok pionizatora z podziałem na zespoły**

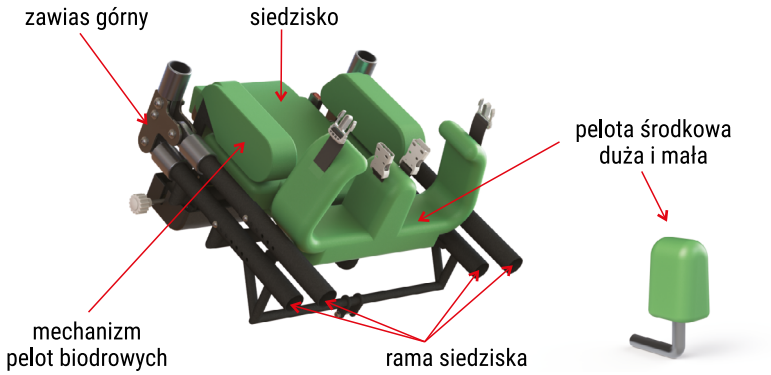
ŹRÓDŁO: **opracowanie własne.**



RYSUNEK 6.4. **Przedstawienie zespołu podstawy pionizatora wraz z oznaczeniem i opisem komponentów**

ŹRÓDŁO: **opracowanie własne.**

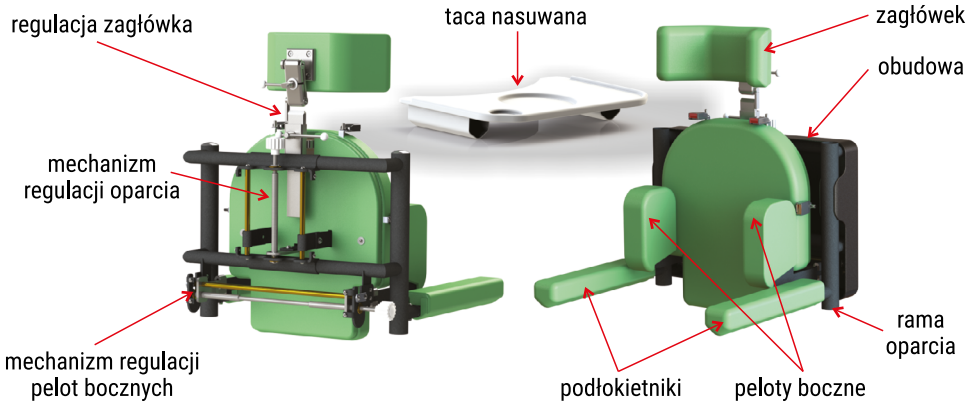
Zespół siedziska (rys. 6.5) stanowi element podtrzymujący biodra i uda użytkownika, tym samym stabilizując go. Jest to główny element ruchomy pionizatora, pozwalający na płynną pionizację w zakresie od 90 do 0 stopni. W skład zespołu wchodzą rama, siedzisko, mechanizm pelot biodrowych, pelota środkowa mała i duża oraz zawias górny. Regulowane peloty biodrowe pozwalają na ustawienie i unieruchomienie bioder pacjenta, zapewniając mu stabilność boczną. Dodatkowo zaproponowano dwa rozwiązania dla peloty środkowej, tj.: pelotę małą dla pacjentów z częściową władzą w nogach oraz pelotę dużą, całkowicie stabilizującą bliższą część kończyn dolnych.



RYSUNEK 6.5. Zespół siedziska

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Zespół oparcia (rys. 6.6) stanowi podparcie pleców, kończyn górnych i głowy użytkownika pionizatora. Konstrukcja zespołu pozwala na pięć typów regulacji. Są to: regulacja wysokości oparcia, regulacja rozstawu pelot bocznych, regulacja wysokości zagłówka, regulacje ustawienia zagłówka oraz szerokości zagłówka. Całość umożliwia najkorzystniejsze ustawienie oparcia w celu uzyskania komfortu i prawidłowej postawy pacjenta.

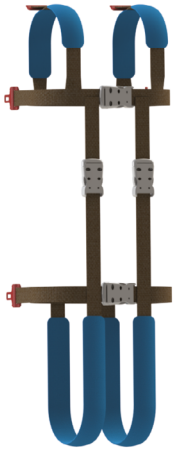


RYSUNEK 6.6. Zespół oparcia w widoku przednim i tylnym oraz taca do posiłków

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Oryginalnym uzupełnieniem konstrukcji jest **uprząż** dopinana do pionizatora, która umożliwia ułożenie miednicy w pozycji neutralnej (rys. 6.7). Pasy wyposażone są w zapięcia w okolicy barków, klatki piersiowej i bioder. Jest to istotne podczas pionizacji u pacjentów z hipotonią, ponieważ w wyniku niedostatecznego napięcia

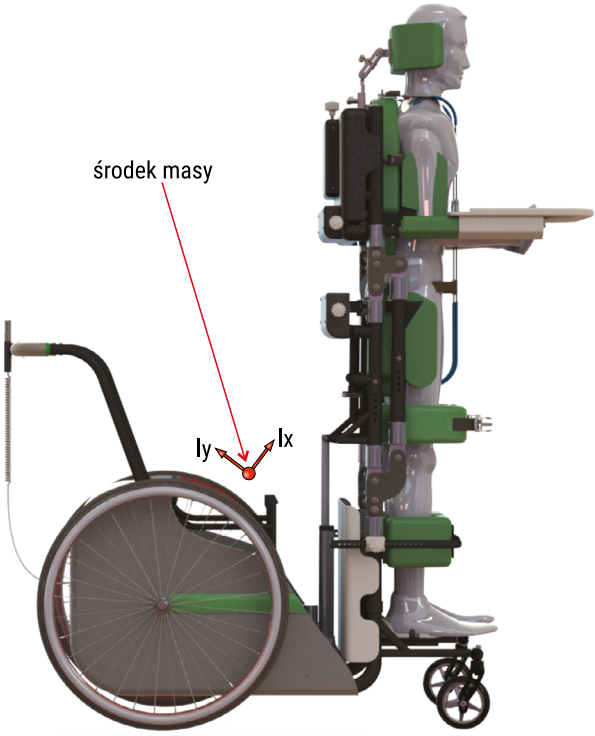
mięśniowego jama brzuszna jest pod wpływem ciężaru wypychana do przodu. Wysunięcie brzucha powoduje rotację miednicy i nadmierną lordozę lędźwiową, co uniemożliwia realizację wystarczająco długiej rehabilitacji z zastosowaniem pionizacji. Napinanie przednich pasów uprzęży skutkuje rotacją miednicy do prawidłowej pozycji i zapobiega nadmiernej lordozie lędźwiowej. Klamry umożliwiają łatwe założenie i zdjęcie uprzęży z użytkownika.



RYSUNEK 6.7. **Uprząż pasowa pacjenta**

ŹRÓDŁO: **opracowanie własne.**

Ze względu na charakter projektowanego urządzenia szczególny nacisk położono na kwestie bezpieczeństwa użytkowania. W tym celu, wykorzystując oprogramowanie użyte do projektowania, wykonano badanie diagnostyczne, którego celem było określenie położenia środka masy. Umiejscowienie środka masy ma wpływ na skłonność całego układu do utraty stabilności i wywrócenia. Badanie to wykonano dla samego pionizatora oraz dla układu, w którym na urządzeniu znajduje się pacjent w maksymalnej pozycji spionizowanej. Istotnymi aspektami mającymi wpływ na położenie środka masy są rozmieszczenie i waga zastosowanych akumulatorów. Z racji tego, że mają one największą masę zostały umieszczone z tyłu urządzenia, za tylną osią kół. Równoważą one w ten sposób masę pacjenta oraz zespołu siedziska i oparcia, którego środek masy przesuwa się do przodu urządzenia w trakcie pionizacji. Podczas badania uwzględniono maksymalną dopuszczalną masę użytkownika, czyli 80 kg. Wynik analizy przedstawia rysunek 6.8. Widoczne jest, że środek masy znajduje się na wysokości kolan pacjenta, bliżej tylnej osi kół. Zapewnia to bezpieczne pionizowanie użytkownika, a dodatkowo konstrukcja urządzenia zabezpiecza przed przechyleniem się pacjenta do przodu. Należy również podkreślić, że do przemieszczania się przewidziana jest pozycja siedząca, a funkcja pionizacji realizowana jest w trakcie procesu rehabilitacji.



RYSUNEK 6.8. Przedstawienie umiejscowienia środka masy pionizatora w pozycji wyprostowanej z użytkownikiem

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

6.3. Podsumowanie

Pionizator w leczeniu MPDz odgrywa bardzo istotną rolę, przeciwdziałając powikłaniom u dzieci niestojących oraz ułatwia rehabilitację w przypadku zaburzeń równowagi i problemów z chodzeniem. Istotne jest, aby był on w jak największym stopniu dostosowany do potrzeb rehabilitowanego dziecka. W przypadku ośrodków rehabilitacyjnych, gdzie z jednego urządzenia korzystają różni pacjenci, pożądana jest jego modułowa budowa w celu umożliwienia indywidualnego jego dopasowania do pełnionych funkcji. Na rynku znajduje się bardzo wiele urządzeń pionizujących – począwszy od łóżek z funkcją pionizacji, przez wózki pionizacyjne statyczne i dynamiczne, aż po egzoszkielety. Wszystkie one mogą służyć do aktywnej pionizacji osoby z MPDz. W różnym stopniu pełnią one funkcje rehabilitacyjne i profilaktyczne, niezbędne w opiece nad osobą z tego typu schorzeniem.

Zaproponowane rozwiązanie wyróżnia się na tle innych urządzeń dostępnych na rynku kilkoma funkcjami. Jest przystosowane do osób o różnym stopniu niepełnosprawności. Poprzez zastosowanie wymiennych pelot oraz uprzęży może być wykorzystywane zarówno przez pacjentów o tylko częściowym paraliżu, jak i przez osoby całkowicie sparaliżowane, czego nie umożliwiają inne dostępne rozwiązania. Dodatkowo, konstrukcje przeznaczone do użytkowania z pacjentami całkowicie sparaliżowanymi nie są przystosowane do ruchu w przestrzeni miejskiej. Przedstawiona propozycja konstrukcyjna pionizatora umożliwia użytkowanie go zarówno w przestrzeni miejskiej, jak i w pomieszczeniach zamkniętych. Ostatecznie żadne dostępne rozwiązanie nie próbuje rozwiązać problemu rotacji miednicy podczas pionizacji pacjentów z hipotonią. Podczas projektowania uwzględniono ten problem zgłaszany przez fizjoterapeutów i zaproponowano rozwiązanie w postaci uprzęży sześciopunktowej. Zaprojektowany pionizator w ocenie rehabilitantów współpracujących podczas procesu projektowego powinien zapewniać korektę postawy po pionizacji. Wykorzystuje w tym celu autorski pomysł uprzęży tułowia oraz elementów siedziska, oparcia i zagłówka. Przeprowadzone analizy rozmieszczenia środka masy wskazują, że urządzenie spełniałoby niezbędne warunki użytkowe oraz mogłoby być bezpiecznie użytkowane przez pacjentów.

Urządzenie zostało zgłoszone w urzędzie Patentowym Rzeczpospolitej Polskiej jako wynalazek pt. Pionizator dynamiczny, nr patentu: PAT 235158.

Bibliografia

[1] Michałowicz R. *Mózgowe porażenie dziecięce*. Warszawa: PZWL; 2001.

[2] Mazanek E. *Mózgowe porażenie dziecięce. Problemy psychologiczno-pedagogiczne*. Warszawa: Wydawnictwo Akademii Pedagogiki Specjalnej; 2003.

[3] Kurt, EE. Definition, Epidemiology, and Etiological Factors of Cerebral Palsy. W: *Cerebral Palsy-Current Steps*. IntechOpen,=; 2016.

[4] Czochańska J. *Neurologia dziecięca*. Warszawa: PZWL; 1985.

[5] Rana M, Upadhyay J, Rana A, Durgapal S, Jantwal AA. Systematic Review on Etiology, Epidemiology, and Treatment of Cerebral Palsy. *International Journal Of Nutrition, Pharmacology, Neurological Diseases*. 2017; 7(4): 76.

[6] Goodwin J, Lecouturier J, Basu A I in. Understanding frames: A UK survey of parents and professionals regarding the use of standing frames for children with cerebral palsy. *Child Care Health Dev*. 2018; 44: 195-202.

[7] Macias-Merlo L, Bagur-Calafat C, Girabent-Farrés M, Stuberg WA Effects of the standing program with hip abduction on hip acetabular development in children with spastic diplegia cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*. 2016; 38(11): 1075-1081.

[8] Gierasimiuk M, Zaborski J. Rehabilitacja i sprzęt rehabilitacyjny w neurologii. *Rehabilitacja w Praktyce*. 2007; 03/2007.

[9] Machado J, Seabra E. Design of an Adapted Standing Frame for Rehabilitation of Children with Mental. *Mechanical Engineering And New High-Tech Products Development* – MECAHITECH'11. 2011; 3.

[10] Tornberg ÅB, Lauruschkus K. Non-ambulatory children with cerebral palsy: effects of four months of static and dynamic standing exercise on passive range of motion and spasticity in the hip. *Peer J*. 2020; 8: e8561.
[11] Lojer Group. Lojer Group – producent sprzętu do fizjoterapii i opieki medycznej [online] https://www.lojer.com/en/company/lojer-group. Dostęp: 07.04.2020.
[12] Otto Bock Polska Sp. z o.o. [online] Materiały katalogowe. http://www.ottobock-group.com. Dostęp: 07.04.2020.
[13] Permobil. Permobil – leader in the complex rehabilitation power wheelchairs industr [online] http://www.permobil.com. Dostęp: 07.04.2020.
[14] LIW Care Technology sp. z o.o. Materiały katalogowe. [online] http://www.liwcare.pl. Dostęp: 07.04.2020.
[15] Numotion Ltd. Numotion has decades of experience providing people with access. [online] http://www.numotion.com. Dostęp: 07.04.2020.
[16] Alreh Medical. Alreh Medical. [online] http://alreh.pl. Dostęp: 07.04.2020.
[17] Technomex sp. z o.o. projekt Ekso-Technomex sp. z o.o. [online] http://projektekso.pl. Dostęp: 07.04.2020.
[18] Cherni Y, Ballaz L, Girardin-Vignola G, Begon M. Intra-and inter-tester reliability of spasticity assessment in standing position in children and adolescents with cerebral palsy using a paediatric exoskeleton. *Disability and Rehabilitation*. 2019; 1-7.
[19] Rex Bionics Ltd. Rex Bionics - step into the future. [online] http://www.rexbionics.com. Dostęp: 07.04.2020.
[20] ReWalk Robotics, Inc. ReWalk Robotics, Inc. – innovative medical device company. [online] http://rewalk.com. Dostęp: 07.04.2020.

Streszczenie

Mózgowe porażenie dziecięce (MPDz) jest zespołem chorobowym chrakteryzującym się zróżnicowanymi objawami zależnymi od stopnia uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego. Niezwykle ważne jest jego jak najwcześniejsze rozpoznanie i rozpoczęcie procesu rehabilitacji, której głównym celem jest usprawnienie ruchowe. W tym celu stosowane są przede wszystkim metody manualne, czyli kinezyterapia. Uzupełnieniem tego procesu jest stosowanie urządzeń wspomagających, jakimi są m.in. pionizatory. Pionizacja jest szczególnie ważna w przypadku dzieci, które nie potrafią samodzielnie chodzić czy stać, a powikłania wynikające z długotrwałego leżenia lub siedzenia są bardzo poważne. Celem pracy było zaprojektowanie pionizatora, z którego będą mogli korzystać pacjenci z MPDz o różnym stopniu jego nasilenia. Przedstawiona w pracy własna konstrukcja, oprócz realizowania podstawowej funkcji jaką jest pionizacja, zapewnia korektę postawy użytkownika. W urządzeniu wprowadzono innowacje umożliwiające prawidłowe ustawienie miednicy w postaci pasów biodrowych oraz ruchomych elementów siedziska, oparcia i zagłówka.

Słowa kluczowe: mózgowe porażenie dziecięce, pionizator, rehabilitacja

Rozdział 7
System do przestrzennej oceny równowagi człowieka – prototyp i badania wstępne

Aleksandra SZCZERBA[*], *Piotr PROCHOR*[**], *Szczepan PISZCZATOWSKI*[***]

7.1. Wprowadzenie

Pionowa postawa ludzkiego ciała jest jedną z charakterystycznych cech gatunkowych, niezbędną z punktu widzenia przyjętej formy lokomocji. Utrzymywanie stabilnej, wertykalnej pozycji w wielu codziennych sytuacjach oraz pełna kontrola nad nią mają bezpośredni związek z bezpieczeństwem człowieka w dynamicznie zmieniającym się otoczeniu.

Pojęciami bezpośrednio związanymi z zachowywaniem pionowej postawy ciała są równowaga oraz stabilność. Pierwsze z nich, biorąc pod uwagę wiele literaturowych definicji, najprościej można określić jako stan układu posturalnego, który cechuje zdolność zachowania jego prawidłowej orientacji, natomiast drugie jako zdolność ciała do zachowania równowagi pomimo działających zakłóceń [1, 2]. Za równowagę, jako stan dotyczący ludzkiego ciała, odpowiada w organizmie szereg struktur i połączeń – tych samych, które kontrolują ruch i postawę ciała. Zaliczyć do nich można:

- błędnik, dzielony na kostny (wypełniony przychłonką) oraz błoniasty (wypełniony płynem), którego przemieszczanie dostarcza informacji o przyspieszaniu i spowalnianiu ruchu głowy [3, 4];
- móżdżek, do którego funkcji należą koordynacja ruchów oraz kontrola postawy i równowagi [3, 4];
- proprioreceptory odpowiedzialne za przesyłanie informacji do układu nerwowego o ogólnym stanie układu ruchu [3, 5];
- narząd ruchu, a w przypadku utrzymywania pozycji stojącej – tzw. mięśnie antygrawitacyjne, czyli te, które przeciwstawiają się sile ciężkości poszczególnych segmentów ciała oraz wszystkie te, które kontrolują równowagę wahadeł

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: aleksandra.szczerba11@gmail.com

[**] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: p.prochor@pb.edu.pl

[***] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: s.piszczatowski@pb.edu.pl

odwróconych, tworzonych przez segmenty układu kostno-stawowo-mięśniowego [6].

Harmonijne i prawidłowe działanie wymienionych elementów zapewnia człowiekowi możliwość sprawnego poruszania się, właściwą postawę ciała oraz zachowanie równowagi [7]. Ponadto w przypadku utrzymywania równowagi człowiek stosuje strategie kompensacyjne, do których zaliczyć można: strategię stawu skokowego, strategię stawu biodrowego oraz strategię kroku [3]. Dwie pierwsze, w warunkach odchyleń od równowagi, umożliwiają powrót do pozycji stabilnej poprzez ruch w stawach, których dotyczą, natomiast trzecia z nich wymaga postawienia kroku celem zapanowania nad utratą równowagi.

Niestety, mechanizmy kompensacyjne mogą ulegać osłabieniu, a w obszarze układu równowagi pojawia się często wiele zaburzeń i degradacji powodujących wystąpienie dolegliwości potocznie uogólnianych określeniem „zawroty głowy" [8]. Ze względu na subiektywne odczucia pacjentów w tym zakresie w ok. 25% nieznaną etiologię problemu oraz brak standardów diagnostycznych zaburzenia te, podobnie jak samo zagadnienie równowagi, posiadają więcej niż jedną definicję [9]. W tabeli 7.1 przedstawiono stworzony przez Drachmana i Harla w 1972 roku kliniczny podział zawrotów głowy wraz z cechami charakteryzującymi poszczególne odmiany i ich przyczynami [10].

TABELA 7.1. Podział zawrotów głowy i ich charakterystyka według Drachmana i Harla [10]

Nazwa	Opis	Przyczyna
Vertigo	Subiektywne wrażenie ruchu otoczenia w stosunku do ciała lub odwrotnie, bez zewnętrznej przyczyny ruchu. Możliwe pojawienie się nudności, wymiotów lub zaburzeń chodu	głównie uszkodzenia błędnika
Presyncope	Wrażenie bliskie omdleniu, któremu towarzyszą tzw. „mroczki" przed oczami, „dzwonienie" w uszach, poty, nudności, bladość, „nogi z waty", zaburzenia widzenia	zmniejszony dopływ krwi do mózgu
Disequilibrium	Uczucie niepewności statycznej	uszkodzenie układu ruchu lub upośledzenie czucia głębokiego
Lightheadedness	Trudny do określenia. W opisach pojawiające się określenia „dezorientacja", „zamroczenie"	najczęściej problemy psychiczne

Źródło: Drachman DA, Hart CW. An approach to the dizzy patient. Neurology. 1972; 323-334.

Zarówno zawroty głowy, jak i ogólne zaburzenia równowagi wymagają skutecznego rozpoznania. W tym celu stosowane są metody wykorzystujące zarówno

odpowiednie kwestionariusze, jak i specjalistyczny sprzęt rejestrujący wybrane parametry lokomocji człowieka [11]. W przypadku kwestionariuszy oraz wywiadów uzyskane dane są zawsze obarczone błędem wynikającym z subiektywnego odczucia pacjenta. Do testów względnie obiektywnych można zaliczyć badania wykorzystujące obserwację kluczowego w tej dziedzinie parametru, jakim jest położenie środka ciężkości ciała człowieka (z ang. *center of gravity* – COG). Przemieszcza się on w wyniku kołysania się ciała, charakterystycznego nawet dla pozycji stojącej. Jeżeli jednak jego rzut na płaszczyznę podparcia nie przemieszcza się poza przyjęte granice podstawy podparcia (z ang. *base of support* – BOS) wyznaczonej przez powierzchnię przylegania stóp do podłoża, pozycję można uznać za stabilną [12].

Przykładem badania wykorzystującego obserwację COG jest posturografia statyczna, w której badane jest wychylenie COG z pozycji równowagi w sytuacji, gdy pacjent stoi na platformie posturograficznej w sposób dostosowany do warunków prowadzonych testów (np. na stabilnym podłożu, ale z zamkniętymi oczami) [13]. Do badań charakteryzujących się wystarczającym poziomem obiektywizmu można zaliczyć również testy czynnościowe oceniające sprawność pacjenta przy użyciu określonej skali na podstawie zachowania pacjenta podczas wykonywania zadanych form aktywności, takich jak wstawanie, siadanie lub obrót. Przykładem takiego badania jest test „wstań i idź" [13].

Pomimo faktu, że zaburzenia równowagi są opisane w licznych doniesieniach literaturowych, przyczyna większości z nich wciąż pozostaje nieznana. W związku z powyższym tematyka ta jest wciąż przedmiotem licznych badań. Należy przy tym pamiętać, że każda dolegliwość wpływająca na lokomocję może zniechęcać, utrudniać bądź nawet uniemożliwiać danej osobie prowadzenie prawidłowej aktywności fizycznej, co w rezultacie pogłębia istniejące dysfunkcje. Brak ćwiczeń połączony z dysfunkcyjnym układem równowagi mogą prowadzić do urazów i złamań przy okazjonalnie zdarzającym się ruchu. Co istotne, szczególnie liczną grupą z zaburzeniami równowagi są osoby starsze, w przypadku których każdy upadek wywołany opisywanymi dolegliwościami może być niebezpieczny dla ich życia i zdrowia [14, 15].

W pracach nad leczeniem zaburzeń równowagi istotnych jest kilka głównych aspektów. Przede wszystkim, w sytuacjach, gdy jest to możliwe, rehabilitacja powinna być prowadzona z wykorzystaniem terapii ruchowej skupiającej się na pobudzaniu mechanizmów kompensacyjnych na poziomie układu przedsionkowego albo na terapii łagodnych zawrotów głowy wynikających ze zmiany położenia. Ponadto konieczna jest edukacja pacjentów skłaniająca ich do ostrożności oraz stałej kontroli stanu zdrowia poprzez obserwację i notowanie istotnych z punktu widzenia lekarza objawów [16]. Celowe jest też nieustanne pogłębianie wiedzy na temat układu równowagi. Szczególnie cenne informacje w tej dziedzinie można uzyskać poprzez rejestrację danych związanych z lokomocją pacjenta, innych niż położenie środka ciężkości, w warunkach nielaboratoryjnych, w trakcie czynności życia codziennego [17]. Z tego powodu autorzy podjęli próbę opracowania własnego systemu przeznaczonego do rejestracji

przestrzennych parametrów kinematycznych ciała człowieka, na podstawie których można byłoby oceniać zaburzenia równowagi. Docelowo zebrane informacje mogą pomóc znaleźć przyczynę zaburzeń. W dalszej części opracowania zostanie przedstawiony opis wspomnianego rozwiązania, a także przykładowe wyniki badań uzyskanych z jego użyciem.

7.2. Materiały i metody

7.2.1. Koncepcja systemu

Wśród założeń, którymi autorzy kierowali się w trakcie opracowywania koncepcji systemu, można wyróżnić:

- możliwość rejestracji parametrów kinematycznych (przemieszczenia, przyspieszenia) wybranych punktów rozmieszczonych na całym ciele pacjenta;
- mocowanie czujników bezpośrednio na ciele osoby badanej celem minimalizacji błędów wynikających z przesunięć niezwiązanych z analizowanym ruchem;
- kompaktowy rozmiar i niewielką masę urządzenia, aby jego obecność nie wpływała na parametry inercyjne poszczególnych segmentów oraz na istniejące zaburzenia równowagi, a docelowo możliwe było noszenie urządzenia w sposób niewidoczny dla otoczenia;
- prostotę obsługi oraz łatwość umieszczenia systemu na ciele osoby badanej;
- wyposażenie w jednostkę sterująco-rejestrującą, pozwalającą na rejestrację parametrów kinematycznych bezpośrednio w trakcie badania, możliwą do zamocowania w sposób nieingerujący w optymalne rozmieszczenie czujników.

7.2.2. Opis prototypu

W trakcie projektowania i budowy prototypu systemu kierowano się wymaganiami norm dotyczących medycznych urządzeń elektrycznych, m.in. PN-EN 60601-1:2011 [18].

Do budowy prototypu systemu wybrano sensory umożliwiające rejestrację parametrów kinematycznych oraz określenie orientacji przestrzennej obiektów, do których są mocowane. Z tego powodu zastosowano czujniki łączące funkcję akcelerometru i żyroskopu, a po przeprowadzeniu wstępnych testów wybrano czujniki MPU6050 zawierające trzyosiowy akcelerometr z żyroskopem, który umożliwia pomiar przyspieszeń oraz prędkości kątowej w trzech kierunkach [19]. Specyfikacja techniczna użytych czujników, zgodna z dokumentacją producenta [19], została przedstawiona w tabeli 7.2.

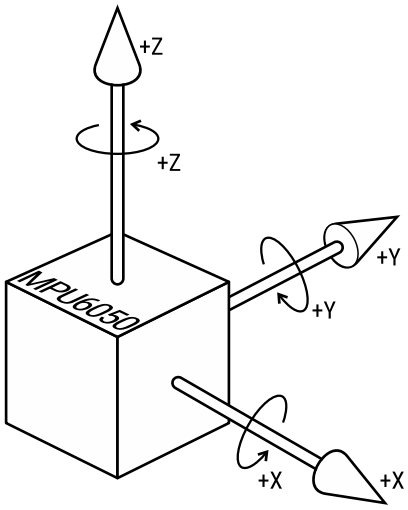
TABELA 7.2. Specyfikacja techniczna czujników MPU6050 [19]

Cecha czujnika	Wartości		Opis
Zakres pracy akcelerometru	Opcja 1a.	±2g	Możliwość programowalnej zmiany zakresów pomiarowych
	Opcja 2a.	±4g	
	Opcja 3a.	±8g	
	Opcja 4a.	±16g	
Zakres pracy żyroskopu	Opcja 1g.	250°/s	
	Opcja 2g.	500°/s	
	Opcja 3g.	1000°/s	
	Opcja 4g.	2500°/s	
Współczynnik przeliczeniowy dla akcelerometru	Opcja 1a.	16384	Współczynniki umożliwiające wyznaczenie mierzonej wielkości fizycznej we właściwych jednostkach na podstawie surowych danych pomiarowych
	Opcja 2a.	8192	
	Opcja 3a.	4096	
	Opcja 4a.	2048	
Współczynnik przeliczeniowy dla żyroskopu	Opcja 1g.	131	
	Opcja 2g.	65,5	
	Opcja 3g.	32,8	
	Opcja 4g.	16,4	
Rozdzielczość	16 bitów		Wartość dla każdej osi każdego czujnika
Częstotliwość rejestracji danych z akcelerometru	Od 4 do 1000 Hz		Możliwość programowalnej zmiany zakresów
Częstotliwość rejestracji danych z żyroskopu	Od 4 do 8000 Hz		
Częstotliwość taktowania interfejsu komunikacyjnego	400 kHz		Magistrala I2C

ŹRÓDŁO: https://invensense.tdk.com [dostęp 7.06.2020 r.].

W przypadku użytych czujników w celu wyznaczenia mierzonych wielkości fizycznych (przyspieszenie, prędkość kątowa) surowe wyniki pomiaru należało podzielić przez współczynnik przeliczeniowy, którego wartość zależy od zastosowanego zakresu pomiarowego (tab. 7.2). W przypadku akcelerometru zastosowano najmniejszy możliwy zakres pomiarowy ±2 g (opcja 1a z tab. 7.2), co wynikało z oczekiwanych wartości mierzonych przyspieszeń, a jednocześnie pozwoliło uzyskać największą czułość urządzenia. Zgodnie z przedstawionymi w tabeli 7.2 informacjami w celu uzyskania wartości przyspieszenia [m/s^2] należy podzielić surowe wyniki pomiaru przez 16384. Analogicznie, w przypadku żyroskopu, którego zakres pomiarowy ustawiono na $\pm 250^0$/s, dla wyznaczenia prędkości kątowej [°/s] zarejestrowane surowe wskazania czujnika należało podzielić przez 131 (opcja 1g. z tab. 7.2).

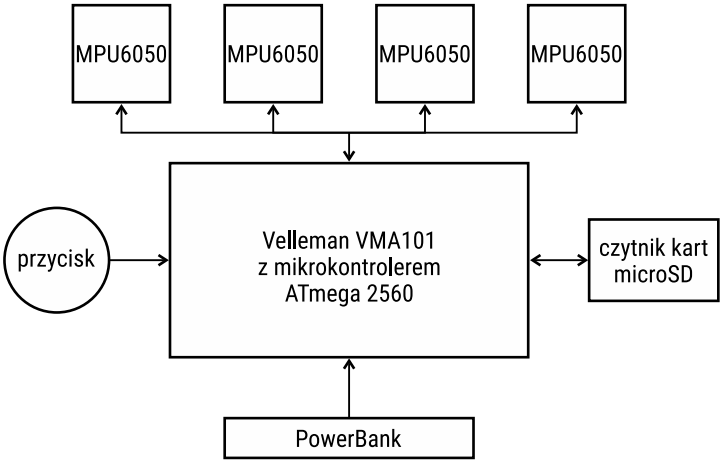
W opisywanej wersji prototypu użyto zestawu czterech tego typu czujników, jednak docelowo ich liczbę można zwiększyć w celu umożliwienia uzyskiwania danych na temat przemieszczeń wszystkich interesujących punktów zlokalizowanych na poszczególnych segmentach ciała. Na rysunku 7.1 przedstawiono orientację osi czułości i biegunowość obrotu charakteryzującą wybrany czujnik.



RYSUNEK 7.1. Orientacja osi czułości i biegunowość obrotu charakteryzująca czujnik MPU6050
ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

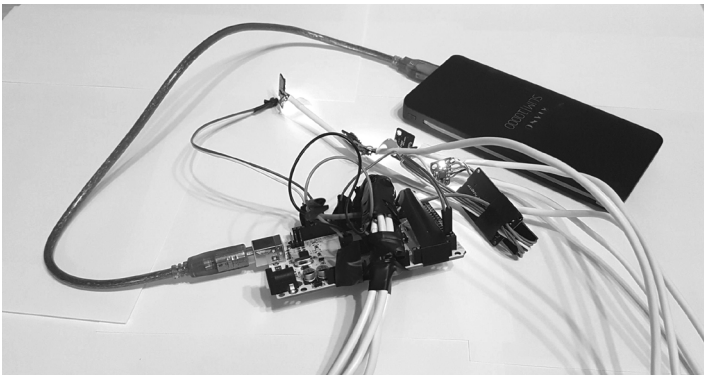
Jako jednostkę sterująco-rejestrującą zastosowano moduł Velleman VMA101 z mikrokontrolerem ATmega 2560 wyposażony w 54 cyfrowe wejścia/wyjścia, 15 wyjść PWM (z ang. *Pulse Width Modulation*, czyli „modulacja szerokości impulsu"), 16 wejść analogowych oraz podstawowe interfejsy komunikacyjne [20]. Zastosowany moduł pozwala więc na dalszą rozbudowę systemu, co jest szczególnie istotne, aby istniała możliwość jego indywidualnego dostosowania do wymagań każdego użytkownika.

Wybrane elementy elektroniczne zostały połączone zgodnie z ich specyfikacją. Przesyłanie danych z czujników do jednostki sterującej odbywa się za pośrednictwem szeregowej, dwukierunkowej magistrali I^2C, popularnej w tego typu zastosowaniach. Ponadto do modułu został podłączony czytnik kart microSD wraz z kartą, na której zapisywane są pliki z danymi, oraz przycisk, po naciśnięciu którego uruchamiana jest rejestracja. Dzięki możliwości wewnętrznej rejestracji danych oraz zasilaniu przez złącze USB za pomocą baterii litowo-jonowej całość urządzenia może być używana bezprzewodowo. Na rysunku 7.2 przedstawiono schemat funkcjonalny zawierający wszystkie elementy systemu, a na rysunku 7.3 – zdjęcie jego prototypu.



RYSUNEK 7.2. Schemat funkcjonalny systemu

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

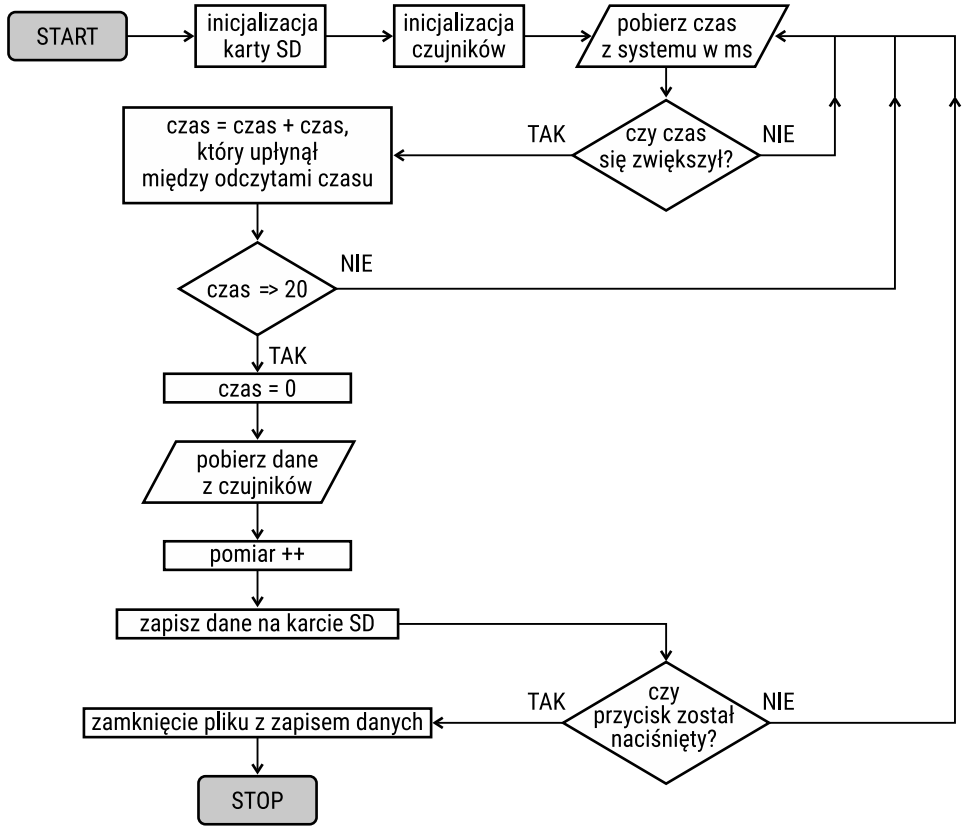


RYSUNEK 7.3. Prototyp urządzenia

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W systemie zaimplementowano autorski program sterujący, który został napisany i wgrany do modułu za pośrednictwem środowiska Arduino IDE, kompatybilnego z używanym modułem [21]. Program pozwala rejestrować w pliku tekstowym (rozszerzenie .txt) dane z czujników w następującej kolejności: przyspieszenie w kierunku osi X, przyspieszenie w kierunku osi Y, przyspieszenie w kierunku osi Z oraz prędkości kątowe odpowiednio w ruchu wokół osi X, Y i Z. Dane dla poszczególnych czujników były oznaczane kolejno jako A – czujnik umieszczony w połowie długości prawego obojczyka, B – czujnik umieszczony w połowie długości obojczyka lewego, C – czujnik umieszczony na prawym przednim kolcu biodrowym miednicy i D – czujnik umieszczony na lewym przednim kolcu biodrowym miednicy oraz zapisywane w kolejnych

wierszach celem ułatwienia ich późniejszej obróbki oraz analizy. Schemat blokowy przedstawiający program sterujący został zaprezentowany na rysunku 7.4. Po uruchomieniu programu następowały kolejno inicjalizacja karty oraz wszystkich czterech czujników. Następnie pierwsza z dwóch funkcji dotycząca czasu miała za zadanie pobieranie jego wartości z systemu celem uzyskania niezależnego źródła czasu, niezbędnego przy określaniu częstotliwości próbkowania. W przypadku zwiększenia wartości aktualizowano omawianą zmienną o czas, który upłynął między odczytami. Było to bezpośrednio związane z drugą funkcją dotyczącą czasu, sprawdzającą parametr, w którym był zapisywany czas. Instrukcja warunkowa nadzorowała równe odstępy między odczytami z czujników poprzez umożliwienie rozpoczęcia następnego pomiaru dopiero po upływie 20 ms w celu uzyskania częstotliwości odczytu 50 Hz. Po upływie zaprogramowanego czasu następowało pobieranie danych z czujników, ze zwiększaniem za każdym razem numeru pomiaru i zapisem na karcie SD. Po tym etapie następowała ostatnia instrukcja warunkowa, sprawdzająca, czy został naciśnięty przycisk kończący procedurę pomiarową.



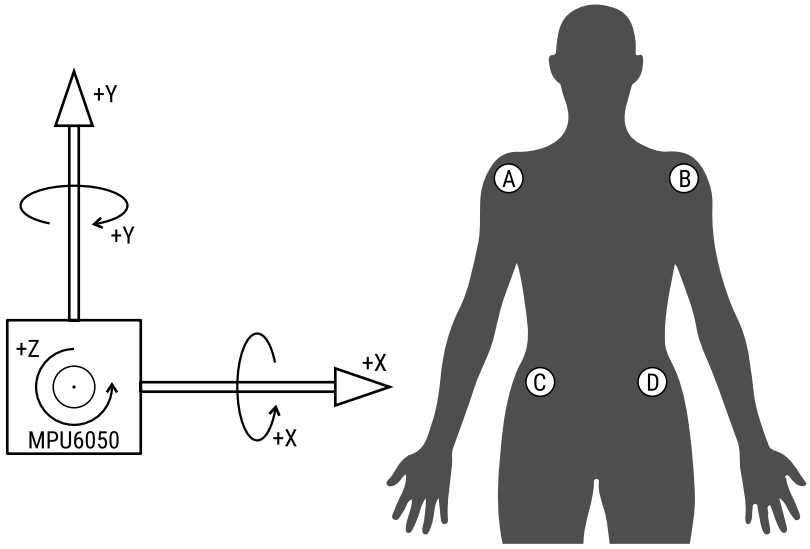
RYSUNEK 7.4. Schemat blokowy autorskiego programu sterującego

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

7.2.3. Badania wstępne systemu

W celu wstępnej oceny działania systemu przeprowadzono cztery testy, z których trzy zostały wykonane z udziałem osoby ćwiczącej, a jeden z użyciem rekwizytu w postaci pręta o długości 1 m. Celem badań było jedynie wykazanie poprawności działania prototypu i stwierdzenie, że system rejestruje dane pomiarowe, dlatego wykonano je na pojedynczej osobie (kobieta, lat 23, osoba zdrowa, w wywiadzie bez dolegliwości w zakresie zaburzeń równowagi).

W testach wykonywanych z udziałem osoby badanej czujniki A i B zamocowano na wysokości obojczyków, w połowie ich długości, a czujniki C i D na kolcach biodrowych przednich miednicy, jak schematycznie przedstawiono na rysunku 7.5.



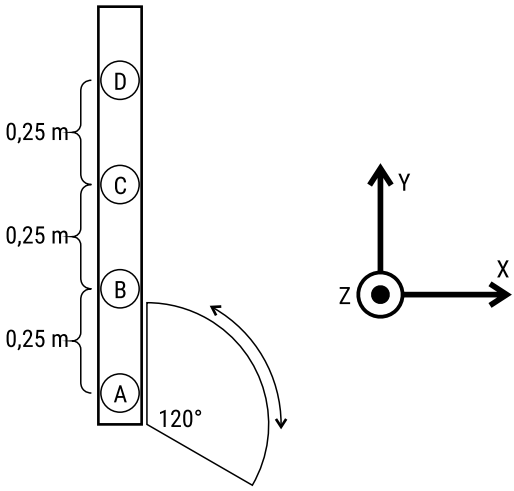
RYSUNEK 7.5. Schemat rozmieszczenia czujników na osobie ćwiczącej podczas badań wstępnych (po prawej) wraz ze schematem prezentującym stosowaną w badaniach orientację przestrzenną układu współrzędnych czujnika pomiarowego (po lewej)

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Osie przedstawione na rysunku 7.1 w przypadku opisanego montażu pokrywały się w następujący sposób:

- oś X z osią poprzeczną ciała ludzkiego, o zwrocie lewym z perspektywy osoby badanej;
- oś Y z osią pionową ciała ludzkiego, o zwrocie normalnym do podłoża, skierowanym w górę;
- oś Z z osią strzałkową ciała ludzkiego, o zwrocie przednim z perspektywy osoby badanej.

W przypadku testu z użyciem pręta czujniki zostały umieszczone na nim w równych odstępach co 0,25 m, przy czym pierwszy z nich znalazł się niemal na skraju pręta, od strony jego końca służącego za punkt obrotu w dalszym przebiegu badań. W trakcie montażu czujników ich osie X były prostopadłe do pręta i zwrócone w kierunku opadania, osie Y były równoległe do pręta i zwrócone do góry, a osie Z prostopadłe do pręta oraz kierunku opadania i zwrócone w kierunku od czujników. Test z użyciem pręta, nazywany dalej Testem 1, polegał na jego swobodnym obrocie wokół osi umieszczonej na jednym z końców, z zakreślaniem kąta ok. 120°, podczas gdy koniec, w którym wyznaczono oś obrotu znajdował się cały czas w ręku osoby przeprowadzającej badanie. Na końcowym etapie obrotu, ze względu na zapewnienie prętowi miękkiego podłoża, z którym się zderzał, następował krótki ruch powrotny, którego przebieg również był rejestrowany. Rozmieszczenie czujników oraz przebieg Testu 1 przedstawione zostały na rysunku 7.6.



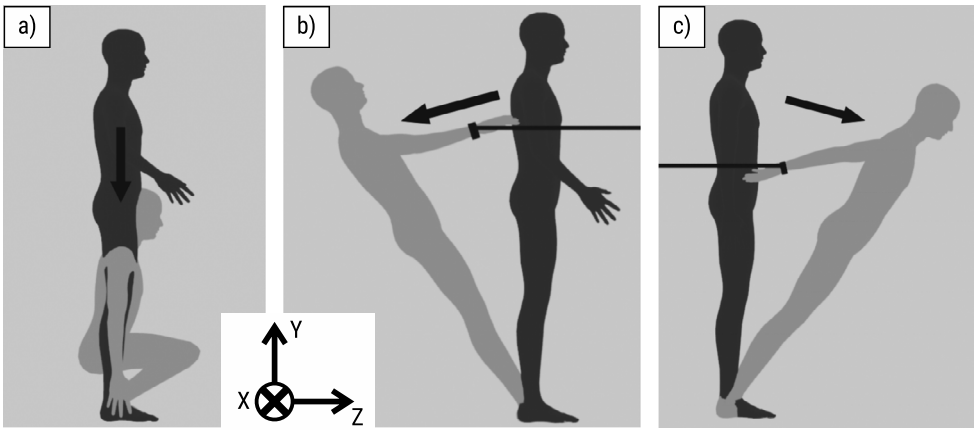
RYSUNEK 7.6. Schemat zamocowania czujników na pręcie z uwzględnieniem orientacji osi oraz przebiegu Testu 1

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Testy od 2 do 4 polegały kolejno na:

- przysiadzie przy utrzymywaniu prostych pleców, aż do dotknięcia palcami rąk podłoża (rys. 7.7a);
- asekurowanym przechyleniu do tyłu przy utrzymywaniu całego ciała w linii prostej i trzymaniu osoby asekurującej za ręce, wykonywanym trzykrotnie w trakcie cyklu pomiarowego (rys. 7.7b);
- asekurowanym przechyleniu do przodu przy utrzymywaniu całego ciała w linii prostej i trzymaniu osoby asekurującej za ręce, wykonywanym trzykrotnie w trakcie cyklu pomiarowego (rys. 7.7c).

Każdy z testów został przeprowadzony trzykrotnie. Ostatecznie uzyskano 12 plików z wynikami pomiarów stanowiącymi materiał do dalszych analiz.



RYSUNEK 7.7. Zobrazowanie orientacji osi oraz testów z udziałem osoby ćwiczącej: a) Test 2, b) Test 3, c) Test 4

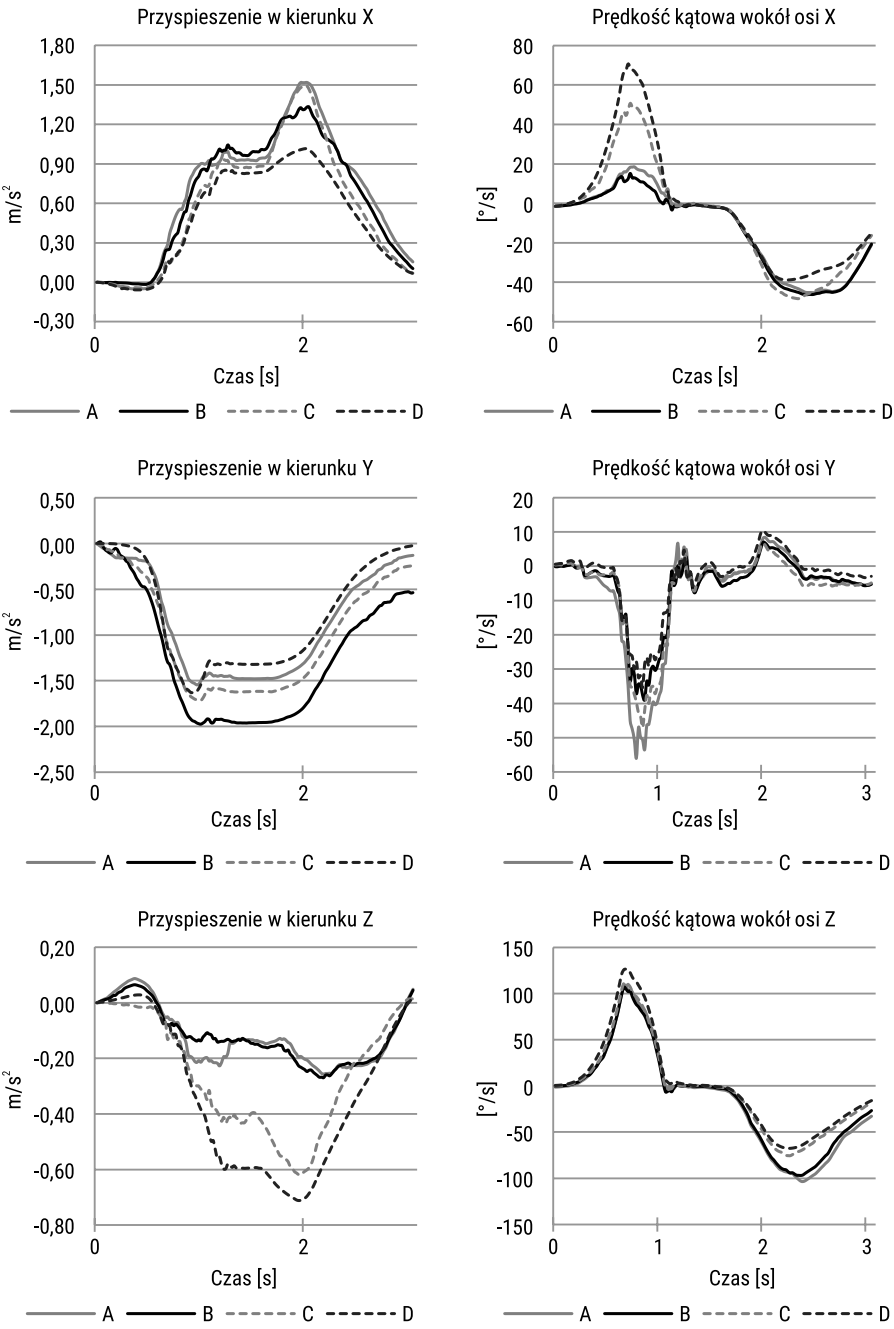
ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

7.3. Wyniki

Wyniki uzyskane w trakcie badań i zapisane w plikach na karcie microSD uśredniono w obrębie każdego testu, wybierając okna czasowe odpowiadające zakresem występującym zmianom, tej samej długości dla każdej z trzech przeprowadzonych prób. W trakcie rejestracji użyto częstotliwości próbkowania o wartości 50 Hz, a okna czasowe dla poszczególnych testów wynosiły:

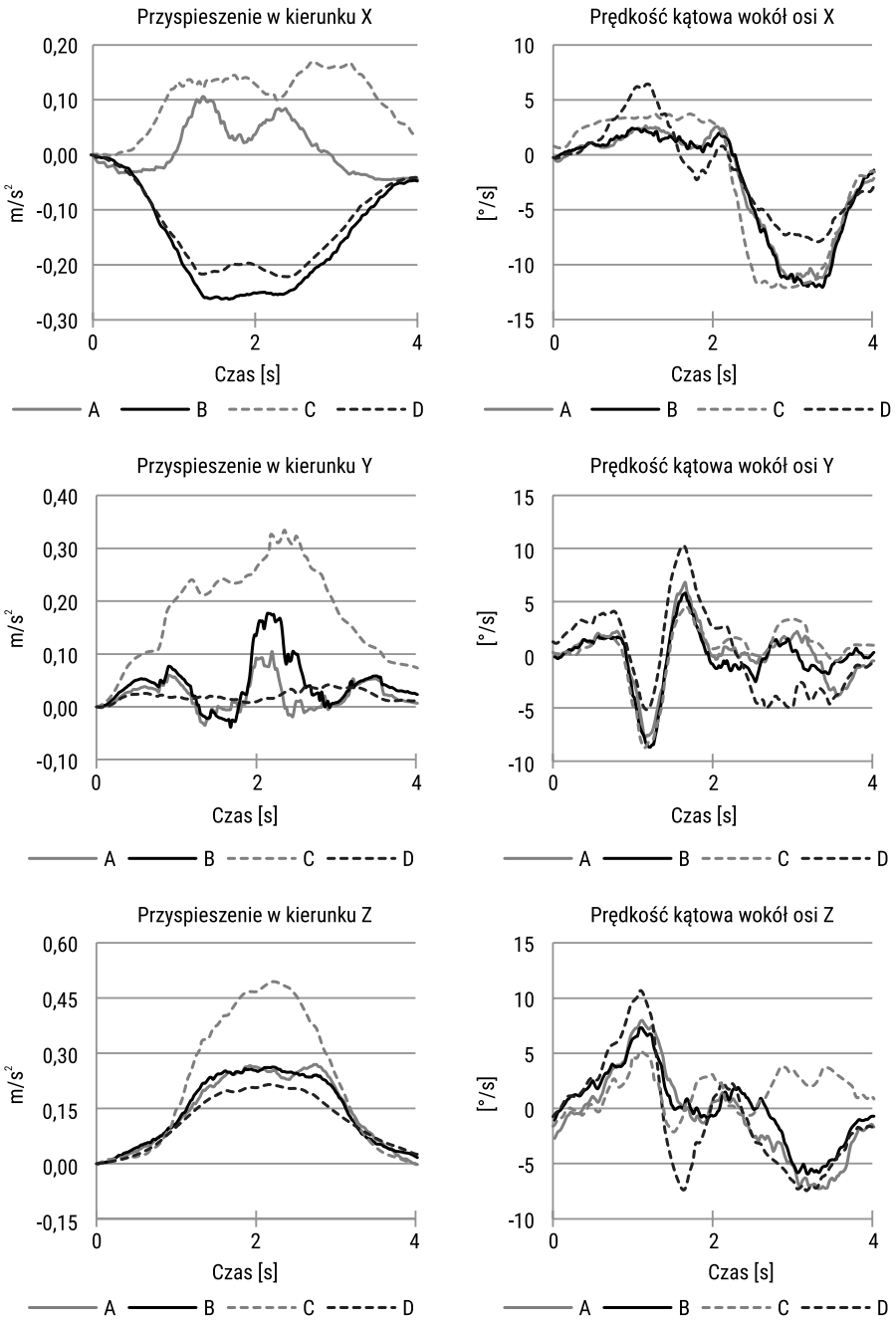
- Test 1: 3,02 sekundy, 151 próbek;
- Test 2: 4 sekundy, 200 próbek;
- Test 3: 5,5 sekundy, 275 próbek;
- Test 4: 9 sekund, 450 próbek.

Następnie tak przygotowane dane posłużyły do wygenerowania wykresów przyśpieszeń i prędkości kątowych. Wyniki rejestracji wygładzono przez zastosowanie średniej ruchomej o stałej czasowej 0,4 s (20 próbek). Dobór optymalnych metod filtracji, jakie będzie należało zastosować w docelowej metodyce analizy wyników, możliwy będzie po przeprowadzeniu szerszych badań na większej grupie badawczej. Uzyskane wyniki przedstawiono na wykresach (rys. 7.8-7.11).



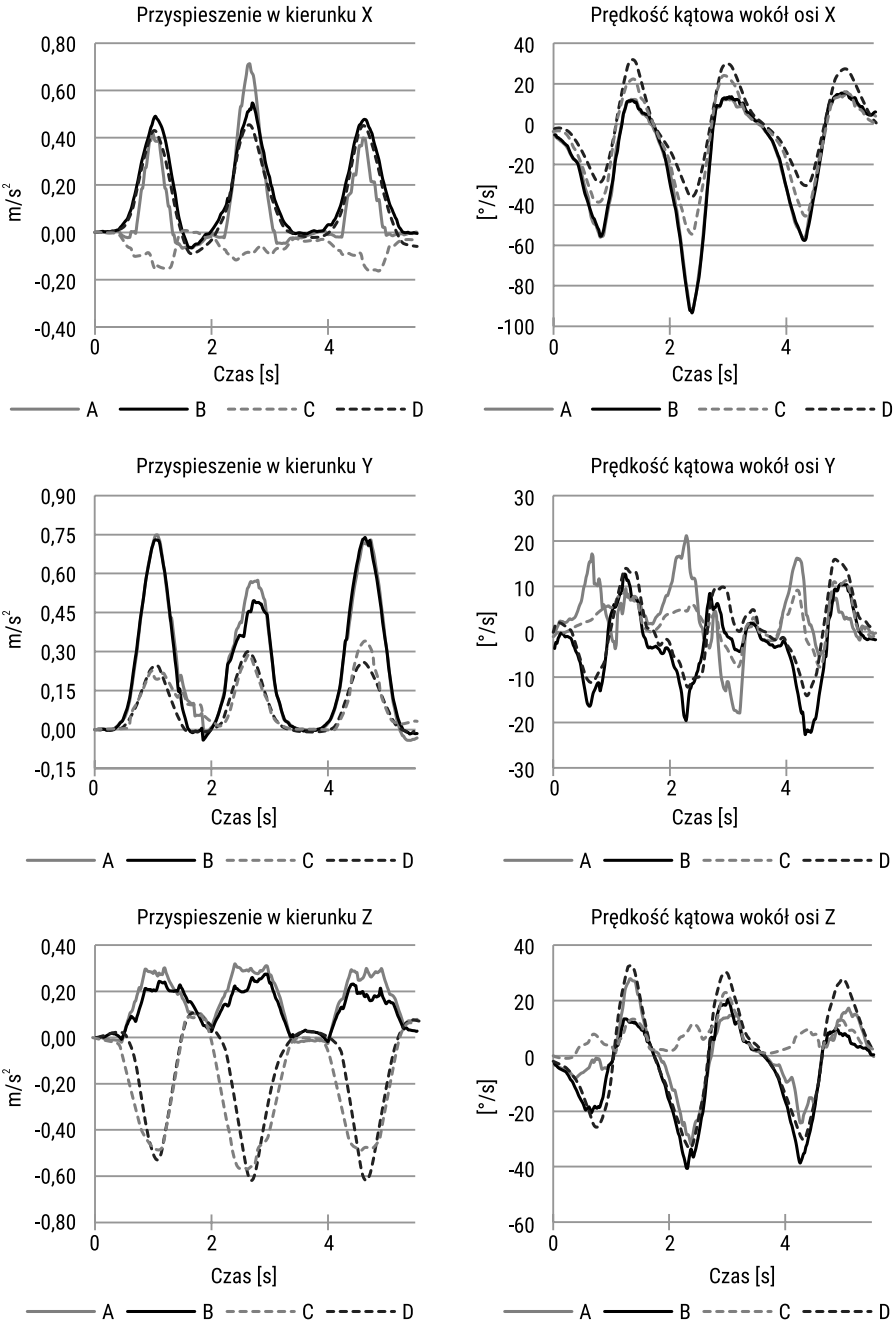
RYSUNEK 7.8. **Wykresy przyspieszeń i prędkości kątowych czujników w Teście 1**

ŹRÓDŁO: **opracowanie własne.**



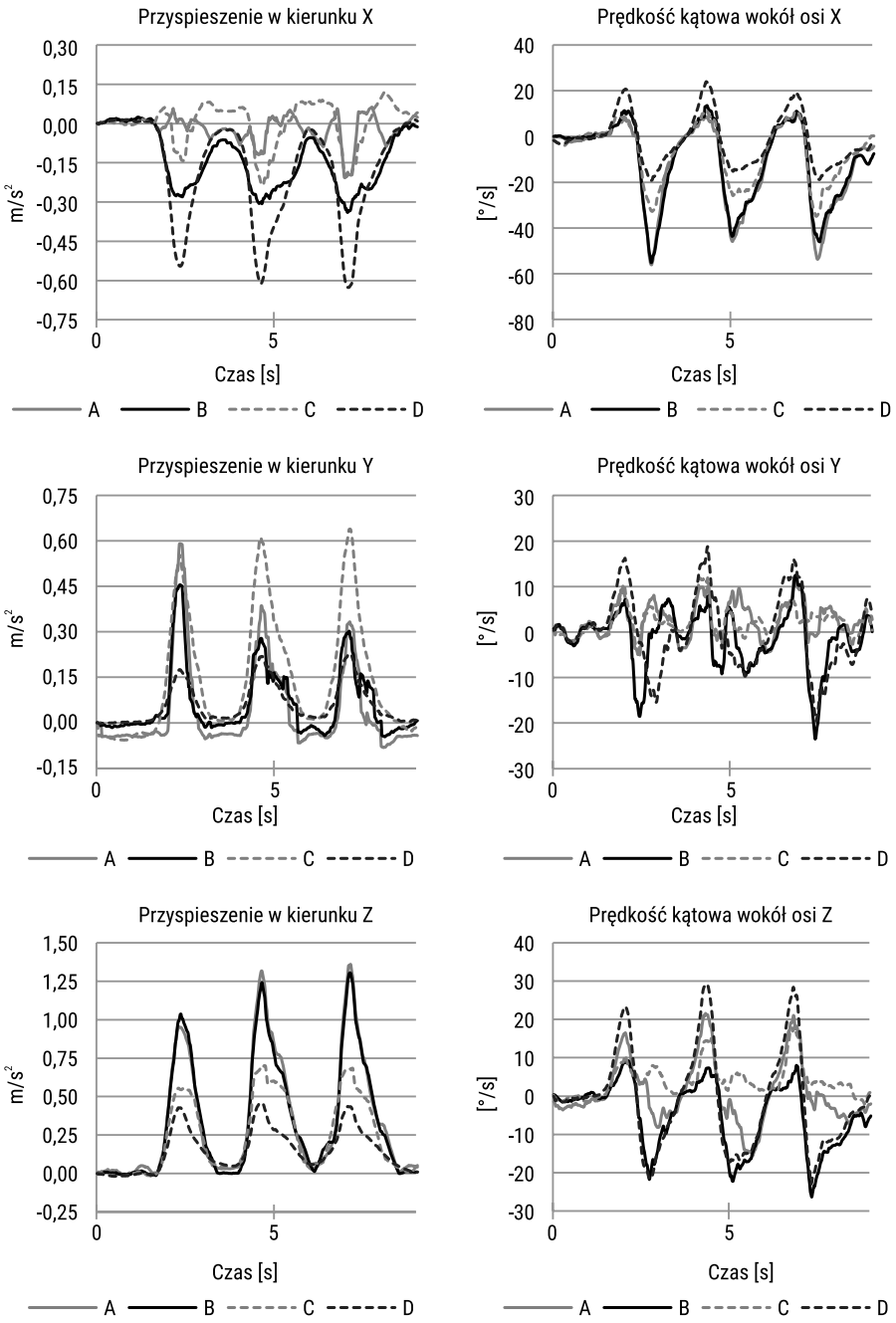
RYSUNEK 7.9. **Wykresy przyspieszeń i prędkości kątowych czujników w Teście 2**

ŹRÓDŁO: **opracowanie własne.**



RYSUNEK 7.10. Wykresy przyspieszeń i prędkości kątowych czujników w Teście 3

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



RYSUNEK 7.11. **Wykresy przyspieszeń i prędkości kątowych czujników w Teście 4**

ŹRÓDŁO: **opracowanie własne.**

7.4. Dyskusja i wnioski

Wyniki pomiaru przyspieszeń oraz prędkości kątowych uzyskane przy zastosowaniu autorskiego prototypu systemu do oceny równowagi człowieka charakteryzują się istotną wartością informacyjną. W czasie wykonywania ćwiczeń nie wykrywano szumów w okresie braku ruchu osoby ćwiczącej lub przedmiotu badanego. W wynikach zauważalne są nieoczekiwane zmiany otrzymywanych w przebiegach czasowych rejestrowanych parametrów, co sugeruje niewielkie zachwiania równowagi osoby ćwiczącej, które nawet przy dokładnym wykonywaniu każdej opisanej czynności były zauważalne, dowodząc w ten sposób wysokiej czułości czujników. Pomimo tego zmiany przyspieszeń i prędkości kątowych odbywały się w przewidywanym czasie. W trakcie analizy uzyskanych w pomiarach danych należało pamiętać, że zdefiniowane osie dotyczyły lokalnych układów współrzędnych czujników.

Rejestracja wyników w lokalnych układach współrzędnych, różnych dla każdego z czujników, była szczególnie istotna przy analizie prędkości kątowych w Teście 1. W efekcie uzyskiwane wartości prędkości kątowej były różne dla poszczególnych punktów A, B, C i D, chociaż z uwagi na fakt, że cały przyrząd poruszał się jak ciało sztywne, prędkość kątowa wszystkich punktów byłaby jednakowa w globalnym układzie współrzędnych o środku zlokalizowanym w osi obrotu przyrządu.

W wynikach uzyskanych w Teście 1 oraz Testach 3 i 4 widoczne są skokowe zmiany wartości przyspieszeń oraz prędkości kątowych występujące w chwili rozpoczęcia obrotu pręta lub asekurowanego opadania osoby badanej do tyłu lub do przodu. Ponadto w przypadku Testu 1, analizując prędkość kątową wokół osi Z, widzimy, że w drugiej części testu występują wartości ujemne, co jest wynikiem zarejestrowania ruchu powrotnego po zderzeniu pręta z podłożem.

Dokonując analizy wartości prędkości kątowych w Teście 1, można zaobserwować również ruch wokół osi X oraz Y, co mogło mieć bezpośredni związek ze sposobem chwytu pręta w trakcie wykonywania testu (pręt był trzymany przez osobę badającą).

O ile w przeprowadzonych Testach 3 i 4 przechylenie ciała osoby badanej do tyłu lub do przodu było kontrolowane przez osobę asekurującą, podobne zachowania ciała człowieka może wystąpić w przypadku upadku wywołanego utratą równowagi.

W Teście 2 tułów osoby badanej powinien być równomiernie opuszczany w kierunku podłoża dzięki ugięciu kończyn dolnych. Czynność ta została zarejestrowana poprawnie, na co wskazuje zbliżony zakres wartości sygnałów zarejestrowanych przez wszystkie cztery czujniki w przypadku przyspieszenia w kierunku osi Y, wzdłuż której odbywał się ruch. Przyspieszenia w kierunku osi Z osiągają w tym teście wartości wyższe niż te w kierunku osi Y, co można interpretować jako skutek rejestracji zachwiania równowagi (nagłe przemieszczenie ciała w kierunku przednim), które musiało nastąpić podczas przysiadu.

Analiza przebiegów czasowych prędkości kątowej wokół osi X zarejestrowanych dla Testów 3 i 4 umożliwiła stwierdzenie, w którą stronę przechylał się pacjent. W wynikach Testu 3 pierwsze odchylenie w kierunku wartości ujemnych potwierdza

asekurowany upadek do tyłu, podobnie jak występujące w wynikach Testu 4 pierwsze odchylenie w stronę wartości dodatnich wskazuje na asekurowany upadek do przodu. Różnice w wartościach prędkości kątowych wokół osi X w przypadku Testów 3 i 4 mogą być związane z reakcjami obronnymi osoby badanej. W trakcie upadku do przodu zarejestrowano mniejsze wartości prędkości kątowych wokół osi X niż podczas upadku do tyłu, co może wskazywać na strach przed ewentualnym niepowodzeniem asekuracji i upadkiem twarzą w stronę podłoża.

Na podstawie wyników przyśpieszenia w kierunku osi Z podczas Testu 3 (ujemne wartości uzyskane przez czujniki na wysokości bioder i dodatnie na wysokości obojczyków) można wnioskować, że osoba badana w trakcie ćwiczenia nie opadała jednocześnie całym usztywnionym ciałem, ale nieświadomie umożliwiała mu zgięcie w stawach biodrowych.

Ze względu na rodzaj użytych czujników dla jakości uzyskanych wyników duże znaczenie ma ich pozycja względem kierunków anatomicznych. W rzeczywistości należało mocować je w taki sposób, aby dla wszystkich czterech czujników kierunki poszczególnych osi były równoległe do osi anatomicznych. Przeszkodą w tym zakresie i źródłem pewnych błędów był kształt powierzchni ciała, do których mocowano poszczególne czujniki.

Przedstawione badania potwierdziły poprawne funkcjonowanie wykonanego prototypu urządzenia do przestrzennej oceny zaburzeń równowagi człowieka, ale skuteczność kliniczna systemu wymaga jeszcze potwierdzenia przez badania przeprowadzone na statystycznie istotnej grupie osób. Na podstawie dotychczasowych badań określono też kierunki dalszego rozwoju systemu. W przyszłości konieczne będzie zoptymalizowanie liczby czujników, tak aby możliwa była analiza wzajemnego ruchu wszystkich segmentów ciała istotnych dla zachowania równowagi, przy wykorzystaniu jak najmniejszej liczby sensorów. Należy też zastanowić się nad celowością opracowania specjalnego systemu mocowania czujników, który pozwoliłby wyeliminować błędy wynikające z pozycjonowania czujnika w przestrzeni oraz jego ruchu względem segmentu, na którym jest on umieszczony, przy zachowaniu jak największej prostoty montażu systemu.

Wskazane byłoby porównanie w przyszłości wyników dotyczących oceny zaburzeń równowagi uzyskanych z zastosowaniem proponowanego przez autorów prototypu z wynikami uzyskanymi innymi metodami [22, 23, 24]. Można jednak stwierdzić, że otrzymane dotychczas wyniki są obiecujące i uzasadniają kontynuację prac nad rozwojem systemu z nadzieją, że umożliwi on ocenę przestrzennych symptomów zaburzeń równowagi człowieka podczas wykonywania typowych czynności dnia codziennego.

Bibliografia

[1] Kaźmierczak U i in. The assessment of the balance and of the centre of gravity in patients after laryngectomy. *Journal of Education, Health and Sport*. 2015; 5(10): 275-283.

[2] Kuczyński M i in. Podstawy oceny równowagi ciała: czyli co, w jaki sposób i dlaczego powinniśmy mierzyć? *Acta Bio-Optica et Informatica Medica. Inżynieria Biomedyczna*. 2012; 18(4): 243-249.

[3] Błaszczyk JW. Kontrola stabilności postawy ciała. *Kosmos*. 1993; 42(2): 473-486.

[4] Bochenek A, Reicher M. *Anatomia człowieka. Tom I, Anatomia ogólna, kości, stawy i więzadła, mięśnie*. Wyd. XIII. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL; 2010.

[5] Traczyk W. *Fizjologia człowieka w zarysie*. Warszawa: PZWL; 2002.

[6] Bober T, Zawadzki J. *Biomechanika układu ruchu człowieka*. Wydawnictwo BK; 2003.

[7] Głowacka M, Fredyk A, Trzaska J. Zakres maksymalnych dowolnych wychyleń środka ciężkości w płaszczyźnie strzałkowej ludzi w różnym wieku jako miara stabilności postawy. *Zeszyty Metodyczno-Naukowe Wydawnictwa AWF w Katowicach*. 2005; 19: 100-102.

[8] Gos E, Ratajczak A, Tacikowska G, Sosna M, Piłka A, Skarżyński PH. Kwestionariusz przesiewowy do oceny zawrotów głowy i zaburzeń równowagi. *Nowa Audiofonologia*. 2019; 8(2): 37-42.

[9] Narożny W, Siebert J, Wojtczak R. Epidemiologia zawrotów głowy i zaburzeń równowagi. *Forum Medycyny Rodzinnej*. 2010; 4(5).

[10] Drachman DA, Hart CW. An approach to the dizzy patient. *Neurology*. 1972; 323-334.

[11] Ocetkiewicz T, Skalska A, Grodzicki T. Badanie równowagi przy użyciu platformy balansowej-ocena powtarzalności metody. *Gerontologia Polska*. 2006; 14(3): 144-148.

[12] Olejarz P, Olchowik G. Rola dynamicznej posturografii komputerowej w diagnostyce zaburzeń równowagi. *Otorynolaryngologia*. 2011; 10(3).

[13] Zamysłowska-Szmytke E, Szostek-Rogula S, Śliwińska-Kowalska M. Badanie czynnościowe osób z zawrotami głowy i zaburzeniami równowagi dla potrzeb medycyny pracy. *Medycyna Pracy*. 2018; 69(2): 179-189.

[14] Eibling D. Balance disorders in older adults. *Clinics in Geriatric Medicine*. 2018; 34(2): 175-181.

[15] Woollacott MH. Systems contributing to balance disorders in older adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2000; 55(8): M424-M428.

[16] Józefowicz-Korczyńska M. Rehabilitacja zawrotów głowy i zaburzeń równowagi. *Otorynolaryngologia*. 2010; 9: 7-12.

[17] Sacha E. Metody trójwymiarowej analizy ruchu człowieka. *Aktualne Problemy Biomechaniki*. 2008.

[18] PN-EN60601-1:2011 Medyczne urządzenia elektryczne – Część 1: Wymagania ogólne dotyczące bezpieczeństwa podstawowego oraz funkcjonowania zasadniczego.

[19] https://invensense.tdk.com [7.06.2020 r.].

[20] https://www.velleman.eu [7.06.2020 r.].

[21] Boxall J. *Arduino. 65 praktycznych projektów*. Helion; 2013.

[22] Tate A. Counter balance pockets with frame for backpacks. U.S. Patent No 5,497,922, 1996.

[23] Denman R. System for improving the balance of a person. U.S. Patent Application No 10/958,793, 2006.

[24] Vallery H, Li DJY. Gyroscopic-assisted device to control balance. U.S. Patent Application No 13/803,902, 2014.

Streszczenie

Prawidłowa lokomocja uwarunkowana jest m.in. możliwością odpowiedniego balansu ciała i utrzymania pionowej postawy w trakcie poruszania się człowieka. Funkcje te mogą być jednak zaburzone w rezultacie zmian wynikających z wieku bądź chorób. Istotnym problemem związanym z diagnozowaniem, leczeniem i wspomaganiem osób dotkniętych zaburzeniami równowagi jest brak odpowiedniego rodzaju urządzeń, które pozwoliłyby na podjęcie działań monitorujących i usprawniających ich codzienne funkcjonowanie. Z tego powodu autorzy podjęli działania zmierzające do opracowania systemu umożliwiającego przestrzenną ocenę zaburzeń równowagi człowieka w trakcie lokomocji. W efekcie przeprowadzonych prac przedstawiono koncepcję systemu, którego działanie bazuje na pomiarze i analizie parametrów kinematycznych (przyspieszenie, prędkość kątowa) wybranych punktów rozmieszczonych na ciele pacjenta. Prototyp urządzenia składający się z czterech czujników wyposażonych w akcelerometry i żyroskopy, sterowany za pomocą mikrokontrolera, umożliwił pomiar oraz bezprzewodową rejestrację przyspieszeń i prędkości kątowych w przestrzennym układzie współrzędnych. Przeprowadzone testy (jeden test z użyciem rekwizytu oraz trzy ćwiczenia obejmujące przysiad i przechylenia) potwierdziły, że zaproponowany przez autorów system umożliwia poprawną rejestrację parametrów kinematycznych, które następnie mogą być użyte do oceny zaburzeń równowagi człowieka.

Słowa kluczowe: zaburzenia równowagi, diagnostyka, lokomocja, układ pomiarowy

Rozdział 8
Ocena wpływu defektu żuchwy oraz sposobu jego uzupełnienia implantacyjnego na stan wytężenia kości żuchwy

Anna TOMASZEWSKA[*], Piotr PROCHOR[**], Szczepan PISZCZATOWSKI[***]

8.1. Wprowadzenie

W dobie ciągłego rozwoju medycyny i inżynierii biomedycznej stale wzrasta liczba implantacji prowadzonych m.in. w obszarze żuchwy [1]. Stosowane wszczepy mogą służyć jako pośrednie połączenie ruchomych bądź stałych elementów protetycznych z żuchwą lub stanowić jedną funkcjonalną całość implantu stomatologicznego [2]. Obecnie stosowane są wszczepy, które przede wszystkim pozwalają na uzupełnienie ubytków zębowych, skutkiem czego jest odtworzenie funkcji czynnościowych układu stomatognatycznego, a także poprawienie walorów estetycznych [3]. Oprócz defektów w uzębieniu częstym przypadkiem są zmiany nowotworowe powstające w obszarze żuchwy. Jednym z trudniejszych do wykrycia przypadków nowotworowych jest szkliwiak. Charakteryzuje się brakiem odczuwalnych objawów bólowych oraz wolnym postępem choroby. Najczęściej występuje u osób między 20 a 50 rokiem życia w tylnej części żuchwy zajmowanej przez zęby trzonowe [4]. Jego objawami mogą być m.in. obrzęk policzka lub brak przylegania protez zębowych [5]. Jest możliwy do zdiagnozowania poprzez zastosowanie tomografii komputerowej, a leczenie z reguły polega na usunięciu zmiany nowotworowej. W przypadku, kiedy guz zajmuje znaczącą część żuchwy, następuje usunięcie fragmentu kości objętej nowotworem, a co za tym idzie – powstanie w tym miejscu niekorzystnego ubytku [6-8]. Może on zostać uzupełniony poprzez zabieg implantacji polegający w tym przypadku na wszczepieniu obcego ciała (implantu) o odpowiedniej geometrii i wytrzymałości, co ma na celu zastąpienie usuniętej tkanki i przywrócenie funkcjonalności żuchwy [9-11].

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: tomaszewska.anna96@gmail.com

[**] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: p.prochor@pb.edu.pl

[***] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: s.piszczatowski@pb.edu.pl

Cechą wspólną wszystkich obecnie stosowanych rodzajów implantów jest to, że każdy z nich powinien zostać trwale zakotwiczony w kości, co osiągane jest poprzez dwa zależne od siebie procesy: stabilizacji pierwotnej i stabilizacji wtórnej [3]. Stabilizacja pierwotna zachodzi przede wszystkim poprzez mechaniczne zakotwiczenie implantu w kości [12]. Wpływ na prawidłowe połączenie implantu z kością, oprócz przyjętego sposobu implantacji, ma również jego geometria. Kształt implantu powinien być odpowiednio dopasowany do indywidualnych warunków anatomicznych występujących w miejscu jego wszczepienia [13]. Wraz z upływem czasu zachodzi proces osteointegracji, tj. przerostu tkanki kostnej przez zewnętrzną powierzchnię implantu, co pozwala na stopniowe i miejscowe zastępowanie stabilizacji pierwotnej stabilizacją wtórną [14]. Proces ten może być wspomagany wieloma czynnikami, z których zdecydowanie najpopularniejszym jest stosowanie porowatych powłok wykonanych np. z tytanu lub hydroksyapatytu [15]. Uzyskana stabilizacja implantu ma wpływ na sposób przenoszenia obciążeń pomiędzy implantem a kością. Również sztywność implantu, zależna od jego kształtu, wymiarów oraz właściwości mechanicznych użytego materiału, wpływa na warunki współpracy wszczepu z kością. Oznacza to, że charakterystyka mechaniczna implantu oraz sposób jego połączenia z kością mogą wpływać na rozkłady naprężeń i odkształceń występujących w tkance kostnej wokół wszczepu. Skutkiem tego zjawiska może być inicjowanie procesu adaptacji funkcjonalnej tkanki kostnej. W przypadku niekorzystnego przebiegu opisywanego zjawiska w miejscu połączenia implant–kość może zachodzić resorpcja tkanki, co będzie powodować obluzowanie wszczepu [16, 17]. Dalszym skutkiem może być jego dyslokacja z pierwotnie ustalonej pozycji, która ostatecznie spowoduje konieczność przeprowadzenia operacji usunięcia uzupełnienia implantacyjnego [18, 22].

Ubytek kostny, tak jak i implant wszczepiony dla jego uzupełnienia, zaburzają anatomiczną strukturę kości żuchwy. Dotychczas nie przeanalizowano zmian w biomechanice przenoszenia obciążenia w przypadku występowania opisanych zmian. Z tego powodu celem niniejszej pracy była biomechaniczna ocena wpływu usunięcia fragmentu kości żuchwy na jej pracę w warunkach działania obciążeń typowych dla procesu żucia. Oceniono też wpływ wybranych parametrów mechanicznych wszczepu zastosowanego do uzupełnienia ubytku na funkcjonowanie układu kość–implant.

8.2. Materiał i metody

8.2.1. Model geometryczny

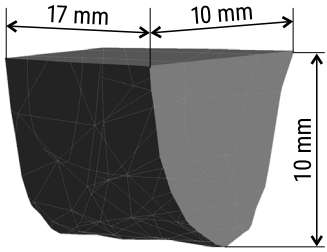
Badania przeprowadzono z użyciem metody elementów skończonych. W tym celu przygotowano model żuchwy opracowany na podstawie danych uzyskanych z rentgenowskiej tomografii komputerowej zdrowej żuchwy o typowej budowie anatomicznej,

wykorzystując oprogramowanie MIMICS (Materialise, Belgia). Mając na uwadze zróżnicowaną wewnętrzną budowę kości, wydzielono w modelu strukturę kości gąbczastej oraz kości korowej, zachowując grubość zewnętrznej warstwy kości korowej w przedziale od 1,6 do 7,8 mm [23]. Następnie przygotowano trzy warianty modelu, które odwzorowują odpowiednio: prawidłowy anatomicznie model żuchwy (rys. 8.1a), model żuchwy z ubytkiem (rys. 8.1b) oraz model żuchwy z implantem wszczepionym w miejsce ubytku (rys. 8.1c).

RYSUNEK 8.1. Modele bryłowe żuchwy przygotowane do badań: a) anatomicznie prawidłowy, b) z ubytkiem, c) po uzupełnieniu ubytku implantem

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Zaprojektowany implant został umieszczony w ubytku kości żuchwy (będącym efektem symulowanej operacji usunięcia zmiany nowotworowej), przy czym posiadał on kształt zastępowanego fragmentu kości. Wymiary gabarytowe implantu wynosiły 17 mm × 10 mm × 10 mm (rys. 1.2).

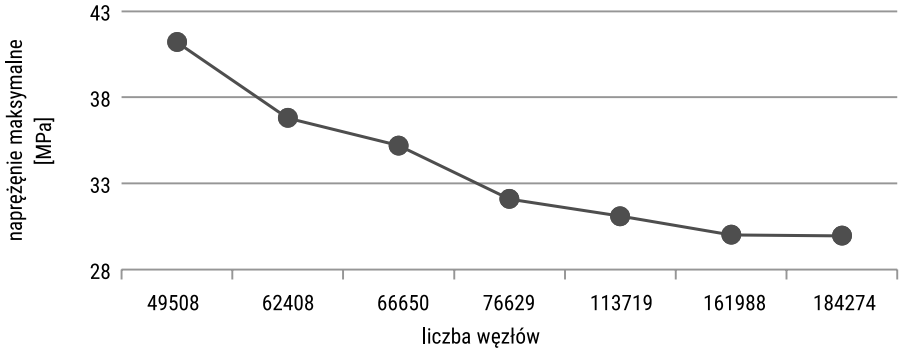


RYSUNEK 8.2. Kształt i wymiary gabarytowe implantu zastosowanego w uzupełnieniu zamodelowanego ubytku kości żuchwy

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

8.2.2. Dyskretyzacja modelu

Dyskretyzacji modelu dokonano przy użyciu 10-węzłowych elementów czworościennych Solid187. Przeprowadzono test jakości siatki dla maksymalnych naprężeń zredukowanych Hubera-Misesa-Hencky'ego (HMH) (rys. 8.3).



RYSUNEK 8.3. Wynik testu jakości siatki

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Uwzględniając skomplikowaną anatomię żuchwy, optymalizację siatki przeprowadzono globalnie, jak również dla miejsc kontaktu implant–kość. Wstępną długość krawędzi elementu skończonego ustalono na 4 mm, przy czym w każdym kolejnym badaniu wartość tę zmniejszano o 0,5 mm. Zauważono, że już przy długości krawędzi 2 mm zmiana między poprzednią iteracją (tj. między piątą a czwartą) wynosi 2%. W momencie, kiedy każda kolejna iteracja generuje coraz mniejsze różnice w wartościach naprężenia (poniżej 3%), można przyjąć, że siatka została wykonana poprawnie i pozwoli na otrzymanie wyników charakteryzujących się odpowiednią jakością [24]. Dla każdej kolejnej iteracji zmiana w analizowanym naprężeniu była równa lub mniejsza niż 1%. Z tego powodu siatka została zoptymalizowana przy zastosowaniu pięciu iteracji skutkujących utworzeniem modelu składającego się z 100820 elementów skończonych, rozpiętych na 161988 węzłach.

8.2.3. Właściwości materiałowe

Kość żuchwy to płaska, pojedyncza kość o anatomicznie nieregularnych kształtach, którą budują tkanka kostna korowa oraz znajdująca się wewnątrz niej tkanka gąbczasta. Powszechnie wiadome jest, że oba typy tkanki kostnej charakteryzują się niejednorodnością i anizotropią właściwości mechanicznych [25-28]. Niekiedy dopuszczalnym jest jednak przyjęcie uproszczonego modelu materiałowego i traktowanie obydwu typów tkanki kostnej jako materiału izotropowego. Przyjęte w badaniach właściwości tkanki kostnej przedstawiono w tabeli 1.1 [29, 30]. Badanie przeprowadzono dla dwóch wariantów materiałowych implantu, różniących się od siebie właściwościami mechanicznymi.

TABELA 8.1. Zestawienie właściwości mechanicznych materiałów użytych w modelu [29, 30]

	Moduł Younga [GPa]	Współczynnik Poissona	Moduł Kirchhoffa [GPa]
Implant PEEK	20	0,30	1,38
Implant Ti6Al4V	110		36,8
Kość korowa	13,7	0,30	5,26
Kość gąbczasta	1,37	0,30	0,52

ŹRÓDŁO: Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P i in. Mandibular Implant-Retained Overdenture: Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1998; 13(3): 369-376 i Najeeb S, Sultan Khursid Z. Applications of PEEK in oral implantology and prosthodontics. Journal of Proshodontic Research. 2015; 298: 1-8. Niinomi M. Recent metallic materials for biomedical applications. Metallurgical and Materials Transactions: A. 2002; 33(3): 477-486.

Dobrane właściwości mechaniczne implantu odpowiadają powszechnie stosowanym materiałom medycznym, które wykorzystywane są do wykonywania indywidualnych implantów stosowanych w obszarze żuchwy [31, 32]. Wśród materiałów uwzględnionych w analizie można wyróżnić jeden o właściwościach mechanicznych zbliżonych do tkanki kostnej (kompozytowy polieteroeteroketon – PEEK wzmocniony w 30% włóknami węglowymi) oraz stop tytanu (Ti6Al4V) o znacznie wyższej w porównaniu z kością wartości modułu sprężystości.

8.2.4. Siły mięśniowe i warunki podparcia

Analizując anatomię układu szkieletowo-mięśniowego, ustalono miejsce działania sił rozwijanych przez główne mięśnie działające na żuchwę (rys. 8.4), tj.: mięsień żwacz prawy *(masseter right)* (element A), mięsień żwacz lewy *(masseter left)* (element B), mięsień skroniowy prawy *(temporal right)* (element C), mięsień skroniowy lewy *(temporal left)* (element D), mięsień skrzydłowy boczny prawy *(medial pterygoid right)* (element E) oraz mięsień skrzydłowy boczny lewy *(medial pterygoid left)* (element F). Wartości poszczególnych sił mięśniowych w rozbiciu na składowe przedstawiono w tabeli 8.2 [33].

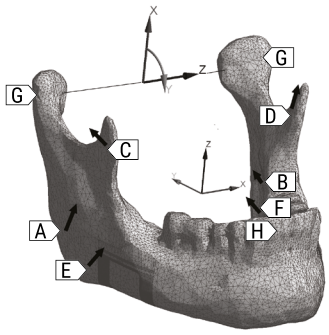
TABELA 8.2. Siły mięśni działających na żuchwę [33]

Mięsień	Oś poprzeczna [N]	Oś strzałkowa [N]	Oś pionowa [N]
Mięsień żwacz prawy (*masseter right*) (A)	104,7	−51,7	221,2
Mięsień żwacz lewy (*masseter left*) (B)	−104,7	−51,7	221,2

Mięsień	Oś poprzeczna [N]	Oś strzałkowa [N]	Oś pionowa [N]
Mięsień skroniowy prawy (*temporal right*) (C)	−50,0	22,1	83,7
Mięsień skroniowy lewy (*temporal left*) (D)	50,0	22,1	83,7
Mięsień skrzydłowy boczny prawy (*medial pterygoid right*) *(E)*	55,8	−72,9	118,6
Mięsień skrzydłowy boczny lewy (*medial pterygoid left*) (F)	−55,8	−72,9	118,6

ŹRÓDŁO: Gregolin RF, Zavaglia CA, Tokimatsu RC i in. Biomechanical Stress and Strain Analysis of Mandibular Human Region from Computed Tomography to Custom Implant Development. Advances in Materials Science and Engineering. 2017; 1-9.

Założono symetryczne oddziaływanie sił mięśniowych po obu stronach żuchwy (rys. 8.4).



RYSUNEK 8.4. Graficzna reprezentacja założonych warunków brzegowych; globalny układ współrzędnych: X – oś poprzeczna, Y – oś strzałkowa, Z – oś pionowa

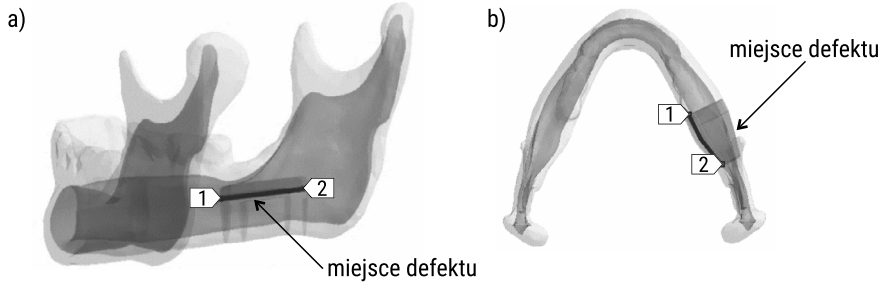
ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W modelu uwzględniono warunki podparcia panujące w sytuacji, gdy w trakcie żucia dochodzi do oparcia siekaczy o zęby szczęki. W celu zamodelowania warunków panujących w stawie skroniowo-żuchwowym podczas żucia w jego osi głównej wprowadzono cylindryczny układ współrzędnych (rys. 8.4, element G) i wykorzystano go do zdefiniowania warunków brzegowych, pozostawiając możliwość obrotu wokół osi Z i blokując dwa pozostałe stopnie swobody, tj. przemieszczenia promieniowe (oś X) i poosiowe (oś Z). Ponadto ograniczono przemieszczenia na siekaczach dolnych (rys. 8.4, element H) w kierunku osi strzałkowej (oś Y) oraz w kierunku osi poprzecznej (oś X) [33]. Między tkanką gąbczastą i korową zamodelowano pełne połączenie poprzez uwspólnienie węzłów siatki.

W analizach uwzględniono dwa warianty stabilizacji wszczepu: stabilizację pierwotną oraz wtórną implantu. W przypadku stabilizacji pierwotnej pomiędzy wszczepem a otaczającą go tkanką kostną zamodelowano elementy kontaktowe z uwzględnieniem tarcia (współczynnik tarcia $\mu = 0{,}4$). Dla wariantu stabilizacji wtórnej zamodelowano pełne połączenie wszczepu z otaczającą go tkanka kostną [34].

8.3. Wyniki i dyskusja

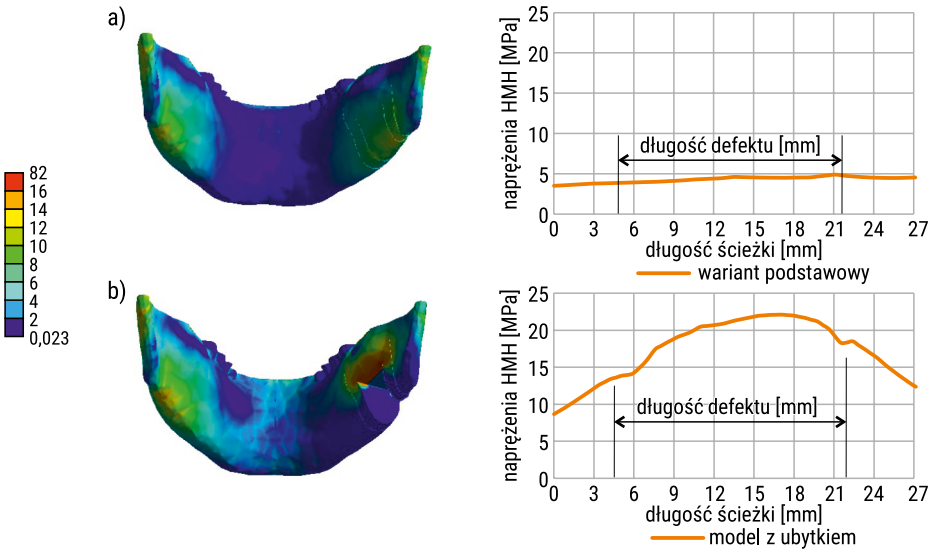
Wyniki przestawiono w formie rozkładów naprężeń zredukowanych HMH oraz w formie wykresów naprężeń HMH wyznaczonych wzdłuż ścieżki umiejscowionej wewnątrz kości żuchwy, 2 mm ponad defektem. Przedstawienie rozkładu naprężeń ograniczono tylko do widoku wewnętrznej strony żuchwy, gdzie zaobserwowano największe różnice w wynikach, spowodowane brakiem lub obecnością implantu. Dla potrzeb prezentacji wyników usunięto widoczność zębów, ponieważ naprężenia występujące w ich obszarze nie wpływają bezpośrednio na zrozumienie oddziaływania implant–kość. W celu analizy stanu naprężeń wewnątrz kości zdefiniowano krzywoliniową ścieżkę o długości 27 mm, przebiegającą wewnątrz kości korowej, ok. 2 mm nad implantem (rys. 8.5). W sytuacji, gdy długość ubytku w kości (lub implantu) wynosiła 17 mm (rys. 8.2), końcowe punkty ścieżki umiejscowiono w odległościach równych 5 mm z każdej jego strony.



RYSUNEK 8.5. Graficzna prezentacja ścieżki zdefiniowanej wewnątrz kości żuchwy w celu analizy wyników: 1 – przedni koniec ścieżki, 2 – tylny koniec ścieżki

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W modelu anatomicznym (rys. 8.6a, po lewej) rozkład naprężeń zredukowanych jest symetryczny względem płaszczyzny strzałkowej. Można zauważyć, że po lewej i prawej stronie maksymalne naprężenia zredukowane w wewnętrznej części kości korowej mieszczą się w przedziale 10-12 MPa, natomiast w części przedniej nie są wyższe niż 6 MPa. Wewnątrz kości korowej, wzdłuż zdefiniowanej powyżej ścieżki naprężenia zredukowane nie przekraczają w tym przypadku 5 MPa (rys 8.6a, po prawej).

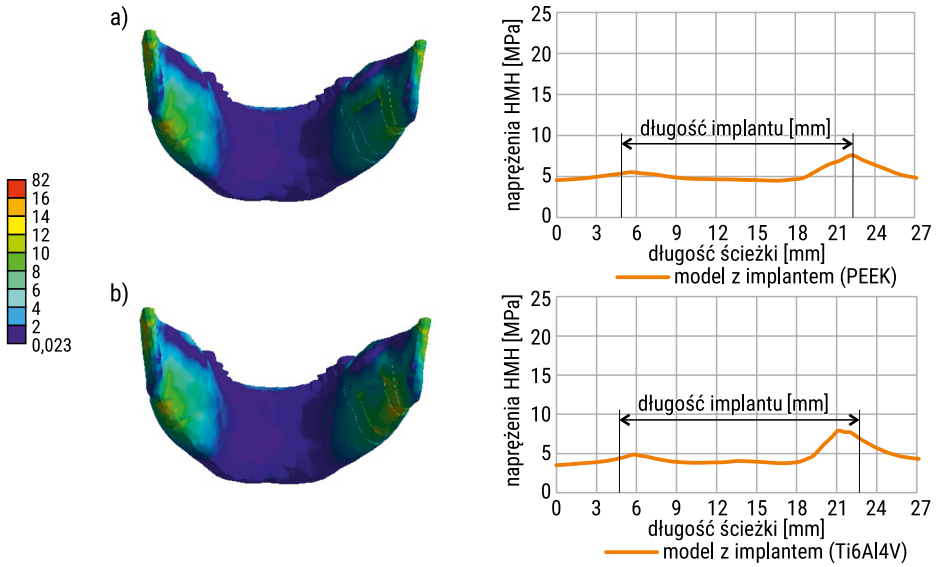


RYSUNEK 8.6. Naprężenia zredukowane HMH – rozkład widziany od strony wewnętrznej żuchwy (po lewej) oraz wykres wartości wyznaczonych wzdłuż ścieżki przedstawionej na rysunku 8.5 (po prawej): a) model anatomiczny, b) model z ubytkiem

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W przypadku modelu z ubytkiem (rys. 8.6b) występuje lokalne zmniejszenie przekroju kości żuchwy, wobec czego następuje koncentracja naprężeń HMH nad powstałym ubytkiem. Rozkład naprężeń zredukowanych jest w tej sytuacji niesymetryczny względem płaszczyzny strzałkowej. Tuż nad powstałym defektem naprężenia w kości korowej wzrastają do 25 MPa, co oznacza zmianę o ponad 100% w porównaniu z modelem anatomicznym.

Na rysunku 8.7 przedstawiono wyniki uzyskane dla modelu, w którym ubytek uzupełniono wszczepieniem implantu przy założeniu jego stabilizacji pierwotnej (brak zrostu, połączenie z kością jedynie siłami tarcia). W przypadku modelu z implantem wykonanym z PEEK-u naprężenia zredukowane wewnątrz kości korowej (rys. 8.7a, po prawej) osiągnęły maksymalną wartość – ok. 8 MPa w rejonie tylnego końca implantu. Jest to wartość wyższa w porównaniu z modelem anatomicznym, ale jednocześnie znacząco niższa niż w przypadku modelu z ubytkiem. Dla modelu z implantem wykonanym ze stopu Ti6Al4V (rys. 8.7b) naprężenia HMH powstające w kości bezpośrednio nad implantem są niższe zarówno w porównaniu z modelem z implantem wykonanym z PEEK-u, jak i z modelem anatomicznym. Warto odnotować natomiast, że na obu końcach implantu dochodzi do lokalnej koncentracji naprężeń (podobnie jak w przypadku implantu wykonanego z PEEK-u), co jest charakterystyczne dla sytuacji przeniesienia obciążeń między kością a implantem poprzez siły tarcia.

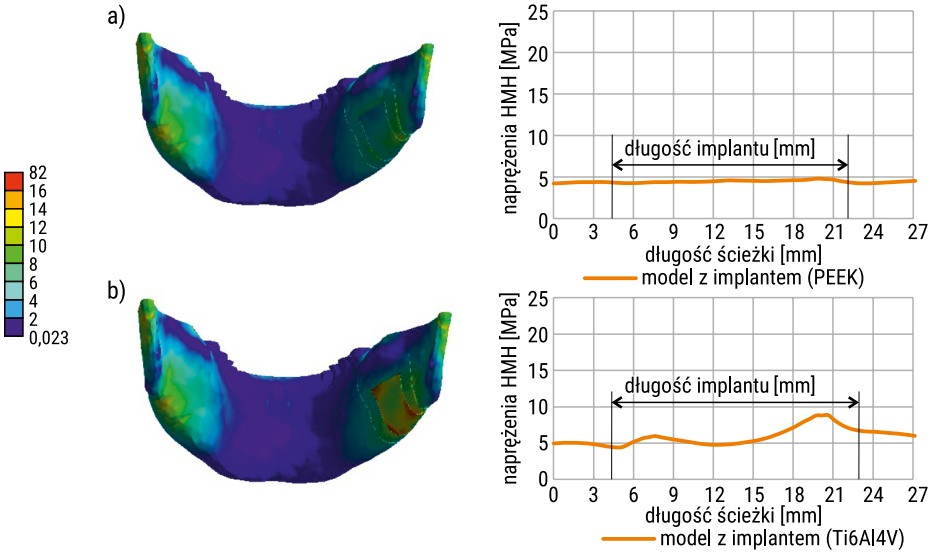


RYSUNEK 8.7. **Naprężenia zredukowane HMH dla modelu z implantem w warunkach stabilizacji pierwotnej – rozkład widziany od strony wewnętrznej żuchwy (po lewej) oraz wykres wartości wyznaczonych wzdłuż ścieżki przedstawionej na rysunku 8.5 (po prawej): a) implant wykonany z PEEK, b) implant wykonany z Ti6Al4V**

ŹRÓDŁO: **opracowanie własne.**

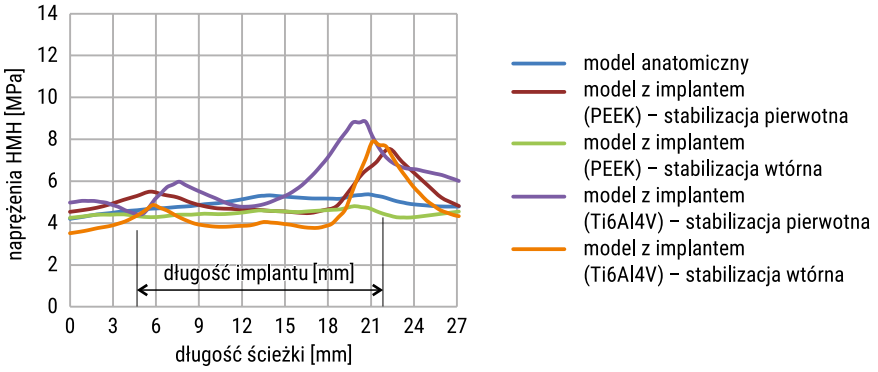
Pełna osteointegracja wszczepu wykonanego z PEEK-u (rys. 8.8a) pozwoliła uzyskać rozkład naprężeń zbliżony do modelu anatomicznego z wyeliminowaniem ich lokalnych koncentracji na końcach wszczepu. Dla modelu z implantem wykonanym ze stopu tytanu (rys. 8.8b) w warunkach stabilizacji wtórnej można zauważyć wzrost naprężeń zredukowanych w kości w bezpośrednim sąsiedztwie wszczepu, które osiągnęły maksimum o wartości ok. 9 MPa w rejonie tylnego końca implantu.

Zestawienie wykresów prezentujących rozkład naprężeń zredukowanych wzdłuż ścieżki leżącej 2 mm ponad miejscem wszczepienia implantu (rys. 8.5) dla modelu anatomicznego oraz wszystkich wariantów układu implant–kość przedstawiono na rysunku 8.9.



RYSUNEK 8.8. Naprężenia zredukowane HMH dla modelu z implantem w warunkach stabilizacji wtórnej – rozkład widziany od strony wewnętrznej żuchwy (po lewej) oraz wykres wartości wyznaczonych wzdłuż ścieżki przedstawionej na rysunku 8.5 (po prawej): a) implant wykonany z PEEK, b) implant wykonany z Ti6Al4V

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.



RYSUNEK 8.9. Porównanie naprężeń zredukowanych HMH, wyznaczonych wzdłuż ścieżki przedstawionej na rysunku 8.5 dla modelu anatomicznego oraz modelu żuchwy ze wszczepionym z implantem wykonanym z PEEKu i stopu Ti6Al4V w warunkach stabilizacji pierwotnej i wtórnej

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

8.4. Wnioski

Przeprowadzone analizy numeryczne wykazały poważne zmiany w rozkładzie naprężeń zredukowanych HMH w przypadku modelu z ubytkiem oraz po uzupełnieniu ubytku implantem w porównaniu z anatomicznym modelem żuchwy.

Najbardziej niekorzystny rozkład naprężeń występuje dla modelu z ubytkiem, gdzie lokalne zmniejszenie przekroju kości powoduje koncentrację naprężeń HMH nad ubytkiem i wzrost ich wartości o ponad 100% w stosunku do modelu anatomicznego, co stanowić może realne zagrożenie złamania kości żuchwy.

Wszczepienie implantu powoduje zredukowanie wartości naprężeń w kości żuchwy, przy czym dla implantu wykonanego z PEEK-u uzyskano rozkład naprężeń bliższy temu, jaki występuje w żuchwie o budowie anatomicznej w porównaniu z implantem wykonanym ze stopu tytanu. W drugim z omawianych przypadków rozkład naprężeń w kości ponad implantem jest mniej równomierny, z lokalnym obniżeniem ich wartości wzdłuż implantu i koncentracjami na końcach wszczepu.

W przypadku implantu wykonanego z materiału o zbliżonych do kości właściwościach mechanicznych (PEEK) jego pełna osteointegracja pozwoliła uzyskać dalsze upodobnienie rozkładu naprężeń do warunków występujących w anatomicznej żuchwie. Efektu tego nie uzyskano dla implantu wykonanego z materiału o znacznie wyższej wartości modułu sprężystości (Ti6Al4V). Warto jednak zauważyć, że pełna ocena wpływu warunków stabilizacji implantu na stan wytężenia kości żuchwy wymaga z pewnością dalszych analiz.

Bibliografia

[1] Agencja Oceny Technologii Medycznych i Taryfikacji Wydział Oceny Technologii Medycznych, Uzupełnienie protetyczne wsparte o implanty wraz z kontrolą pozabiegową oraz ewentualną koniecznością usunięcia implantów, Raport w sprawie oceny świadczenia opieki zdrowotnej, nr: WS.430.14, 2019.

[2] Koczorowski R. Zastosowanie implantów śródkostnych do retencji częściowych ruchomych protez zębowych – doświadczenie własne. *Implantoprotetyka*. 2008; 4: 252-258.

[3] Lazzara RJ. Cechy system implantów stomatologicznych i ich potencjalny wpływ na uzyskanie I utrzymanie efektu estetycznego. *Dental Forum*. 2014; 1: 111-118.

[4] Jankowska M, Starzyńska A. Nowotwory złośliwe jamy ustnej – charakterystyka, diagnostyka, postępowanie. *Forum Medycyny Rodzinnej*. 2016; 10(5): 254-262.

[5] Wziątek-Kuczmik D, Radzioch J, Pająk J i in. Analiza porównawcza obrazu kliniczno-morfologicznego szkliwiaków i torbieli zębopochodnych żuchwy w materiale Katedry i Kliniki Chirurgii Szczękowo-Twarzowej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach. *Chirurgia Polska*. 2007; 9(4): 212-217.

[6] Bamias A, Kastritis E, Bamia Ch i in. Osteonecrosis of the jaw in cancer after treatment with bisphosphonates: incidence and risk factors. *Journal of Clinical Oncology*. 2005; 21(24): 8580-8587.

[7] Holf AO, Toth BB, Altundag K i in. Frequency and Risk Factors Associated With Osteonecrosis of the Jaw in Cancer Patients Treated With Intravenous Bisphosphonates. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2008; 23(6): 823-836.

[8] Began JV, Murillo J, Jimenez Y i in. Avascular jaw osteonecrosis in association with cancer chemotherapy: series of 10 cases. *Journal of Oral Pathology & Medicine*. 2005; 34(2): 120-123.

[9] Buser D, Weber HP, Donath K i in. Soft Tissue Reactions to Non-Submerged Unloaded Titanium Implants in Beagle Dogs. *Journal of Periodontology*. 1992; 63(3): 225-235.

[10] Pokrowiecki R, Zaręba T, Szaraniec B i in. In vitro studies of nanosilver-doped titanium implants for oral and maxillofacial surgery. *International Journal of Nanomedicine*. 2017; 12: 4285-4297.

[11] Albrektsson T, Chrcanovic B, Molne J i in. Foreign body reactions, marginal bone loss and allergies in relation to titanium implants. *European Journal of Oral Implantology*. 2018; 11(Suppl 1): S37-S46.

[12] Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y i in. Timing of loading and effect of micro--motion on boneimplant interface: A review of experimental literature. *J Biomed Mat Res*. 1998; 43: 192-203.

[13] Parthasarathy J. 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Annals of Maxillofacial Surgery*. 2014; 4(1): 9-18.

[14] Meredith N. Assessment of Implant Stability as a Prognostic Determinant. *International Journal of Prosthodontics*. 1998; 11(5): 491-501.

[15] Jansen JA, Van de Waerden JPCM, Wolke JGC i in. Histologic evaluation of the osseous adaptation to titanium and hydroxyapatite-coated titanium implants. *Journal of Biomedical Materials Research*. 1991; 25: 973-989.

[16] Lefèvre E, Farlay D, Bal Y i in. Compositional and mechanical properties of growing cortical bone tissue: a study of the human fibula. *Science Reports*. 2019; 9: 17629.

[17] Raport NFZ dot. realizacji świadczeń endoprotezoplastyki stawowej; 2018.

[18] Thomasson E, Guingand O, Terracher R i in. Perioperative complications after total hip revision surgery and their predictive factors, A series of 181 consecutive procedures. *Revue* de Chirurgie *Orthopedique et Reparatiance de L'appareil Moteur*. 2001; 87(5): 477-488.

[19] Kavanagh BF, Ilstrup DM. Revision total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1985; 67-A: 517-526.

[20] Södermann P. On the validity of the results from the Swedish national total hip arthroplasty register. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2000; 71(296): 1-33.

[21] Strehle J, del Notaro C, Orler R i in. The outcome of revision hip arthroplasty in patients older than age 80 years: Complications and social outcome of different risk groups. *Journal of Arthroplasty*. 2000; 15(6): 690-697.

[22] Vijayavenkataraman S, Gopinath A, Lu WF. A new design of 3D-printed orthopedic bone plates with auxetic structures to mitigate stress shielding and improve intra-operative bending. *Bio-Design and Manufacturing*. 2020.

[23] Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized Analysis of Resorbable Polymer Plates and Screws for the Rigid Fixation of Mandibular Angle Fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2003; 61(4): 481-487.

[24] Tomaszewski PK, Verdonschot N, Bulstra SK, Verkerke GJ. A comparative finite-element analysis of bone failure and load transfer of osseointegrated prostheses fixations. *Annals of Biomedical Engineering*. 2010; 38(7): 2418-2427.

[25] Mohammad J, Mirzaali J, Schwiedrzik J i in. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone*. 2016; 93: 196-211.

[26] Osterhoff G, Morgan EF, Shefelbine S i in. Bone mechanical properties and changes with osteoporosis. *Injury*. 2016; 47(Suppl 2): S11-20.

[27] Morgan EF, Unnikrisnan GU, Hussein AI. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annual Review of Biomedical Engineering*. 2018; 20: 119-143.

[28] Dhatrak P, Girme V, Shirsat U i in. Significance of Orthotropic Material Models to Predict Stress Around Bone-Implant Interface Using Numerical Simulation. *BioNanoScience*. 2019; 9: 652-659.

[29] Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P i in. Mandibular Implant-Retained Overdenture: Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems. *The International Journal of Oral* & Maxillofacial *Implants*. 1998; 13(3): 369-376.

[30] Najeeb S, Sultan Khursid Z. Applications of PEEK in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Proshodontic Research*. 2015; 298: 1-8.[31] Niinomi M. Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions: A*. 2002; 33(3): 477-486.

[31] Najeeb S, Khurshid Z, Zafar MS i in. Applications of PEEK in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Proshodontic Research*. 2016; 60(1): 12-19.

[32] Gregolin RF, Zavaglia CA, Tokimatsu RC i in. Biomechanical Stress and Strain Analysis of Mandibular Human Region from Computed Tomography to Custom Implant Development. *Advances in Materials Science and Engineering*. 2017; 1-9.

[33] Prochor P, Sajewicz E. The influence of geometry of implants for direct skeletal attachment of limb prosthesis on rehabilitation program and stress-shielding intensity. *BioMed Research International*. 2019; 1-17.

Streszczenie

Celem pracy była ocena wpływu ubytku żuchwy na rozkład naprężeń powstających w kości pod wpływem obciążeń działających podczas żucia oraz analiza zmian będących następstwem uzupełnienia ubytku implantem. Zbadany został też wpływ na warunki pracy układu implant–kość parametrów mechanicznych materiału użytego do wykonania implantu oraz sposobu jego połączenia z kością. Badania przeprowadzono z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Anatomiczny model żuchwy został opracowany na podstawie danych tomograficznych przy zastosowaniu oprogramowania Mimics. Badania numeryczne prowadzono z użyciem systemu ANSYS Workbench. W analizach uwzględniono uproszczony, niejednorodny, izotropowy model tkanki kostnej oraz siły działające na żuchwę w trakcie jej fizjologicznej pracy. Badanie przeprowadzono na modelu anatomicznie prawidłowym, modelu z ubytkiem oraz modelu z implantem wszczepionym w miejsce ubytku. Uzyskane wyniki sugerują, że w przypadku wystąpienia ubytku w jego otoczeniu dochodzi do znaczącej koncentracji naprężeń w tkance kostnej. Jest to skutkiem lokalnego zmniejszenia przekroju kości, a naprężenia zredukowane osiągają poziom o ok. 100% wyższy w porównaniu z wynikiem uzyskanym dla anatomicznego modelu żuchwy. Wszczepienie implantu pozwala obniżyć poziom naprężeń wokół ubytku, przy czym wyniki najbliższe warunkom anatomicznym uzyskano dla w pełni zrośniętego z kością implantu wykonanego z materiału o parametrach

zbliżonych do kości korowej (kompozytowy PEEK, E = 20 GPa). W przypadku implantu metalicznego (stop tytanu, E = 110 GPa) uzyskano bardziej nierównomierny rozkład naprężeń w tkance kostnej, z lokalnymi koncentracjami w okolicach końców implantu i obniżeniem poziomu naprężeń w sąsiedztwie wszczepu. Korzystniejszy rozkład naprężeń w tkance kostnej uzyskano w przypadku pełnej osteointegracji implantu (stabilizacja wtórna) w porównaniu z jego połączeniem z kością jedynie poprzez siły tarcia (stabilizacja pierwotna).

Słowa kluczowe: żuchwa, implant, naprężenie, symulacja numeryczna

Rozdział 9
Badania zależnosci parametrów biochemicznych i klinicznych pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów

Agnieszka WASILEWSKA[*], Justyna CHWIEĆKO[**], Jolanta PAUK[***]

9.1. Wprowadzenie

Reumatoidalne zapalenie stawów (RZS) jest najczęściej występującą na świecie zapalną chorobą tkanki łącznej o podłożu autoimmunologicznym. Cechuje się ona symetrycznym zapaleniem stawów oraz występowaniem zmian pozastawowych i powikłań układowych. Udowodniono, że w przeciągu dwóch pierwszych lat trwania choroby dochodzi do nieodwracalnych zmian erozyjnych stawów [1-3]. Choroba ogranicza prawidłowe funkcjonowanie pacjenta oraz prowadzi do niepełnosprawności, kalectwa i przedwczesnej śmierci [4-6].

Szacuje się, że liczba zarejestrowanych zachorowań rocznie waha się w granicach 20-50 przypadków na 100 000 mieszkańców krajów europejskich [7]. RZS może pojawić się w każdym wieku, jednak największą zachorowalność obserwuje się u osób powyżej 40. roku życia, trzykrotnie częściej u kobiet [8]. Choroba charakteryzuje się zaburzeniami dotyczącymi wrodzonej odporności w zakresie procesów aktywacji układu dopełniacza przez kompleks antygen–przeciwciało, jak również odporności adaptacyjnej. Objawia się to reakcją immunologiczną skierowaną przeciwko własnym antygenom, a także rozregulowaniem procesów aktywacji cytokin, osteoklastów i chondrocytów. To z kolei prowadzi do stanu zapalnego błony maziowej oraz ubytków chrząstki i kości w obrębie stawu [9]. Spośród przeciwciał atakujących elementy własnych tkanek najbardziej znane są autoprzeciwciała skierowane przeciwko fragmentowi Fc własnych immunoglobulin klasy G (IgG), czyli tzw. czynnik reumatoidalny (RF). Pacjenci z RZS, którzy posiadają jego wysokie miano, znajdują się w grupie

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, agnieszka.wasilewska90@gmail.com

[**] Klinika Reumatologii i Chorób Wewnętrznych Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku, ul. Marii Skłodowskiej-Curie 24A, 15-276 Białystok, e-mail: chwiecko6@wp.pl

[***] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, j.pauk@pb.edu.pl

zwiększonego ryzyka rozwoju pozastawowych objawów choroby, takich jak guzki reumatoidalne, zapalenie naczyń krwionośnych, zaburzenia ze strony układu nerwowego, pokarmowego, skóry, wątroby, oczu czy opłucnej [10, 11].

W reumatoidalnym zapaleniu stawów (RZS) ocena parametrów biochemicznych z krwi pacjenta znacznie lepiej odzwierciedla zmiany patofizjologii choroby niż liczba bolesnych stawów czy kwestionariusz dotyczący bólu. W badaniach naukowych potwierdzono występowanie uogólnionego stanu zapalnego u pacjentów z RZS dzięki identyfikacji podwyższonego stężenia cytokin prozapalnych zarówno w stawach zajętych chorobą, jak i w surowicy. Identyfikacja i ilościowe oznaczanie aktywności stanu zapalnego w RZS pozostają jednak wyzwaniem. Wiele badań sugeruje, że duża część pacjentów może przy aktywnym stanie zapalnym wykazywać prawidłowe wartości markerów stanu zapalnego. W praktyce klinicznej większość badań opiera się na dwóch podstawowych wskaźnikach: CRP i OB [12-14]. Cytokiny prozapalne odgrywają kluczową rolę w wywoływaniu odpowiedzi zapalnej w RZS oraz w procesach destrukcyjnych chrząstki i kości. Te niewielkie proteiny biorą udział w sygnalizacji komórkowej. Mogą one wykazywać działanie zwrotne, regulując funkcje komórki, która je wyprodukowała i wydzieliła (działanie autokrynne) lub też mogą oddziaływać na otaczające je komórki (działanie parakrynne). Bardzo często cytokiny nazywane są również czynnikami wzrostu ze względu na istotność pełnionej przez nie funkcji, jaką jest indukcja namnażania oraz różnicowania się komórek. Cytokiny są także mediatorami procesu zapalnego, regulacji odpowiedzi immunologicznej oraz przekaźnikami w patologicznych reakcjach odpornościowych. Mimo że przyczyna RZS wciąż nie jest znana, w wyniku badań dowiedziono, że cytokiny prozapalne, takie jak czynnik martwicy nowotworu (ang. *tumor necrosis factor*, TNF-α), interleukiny IL-1, IL-6, IL17 oraz mediatory produkowane w ramach szlaków sygnałowych w stawach reumatoidalnych, stanowią otoczenie do procesów destrukcji chrząstki i kości [15, 16]. Celem pracy jest zbadanie zależności między wybranymi markerami zapalnymi i parametrami klinicznymi.

9.2. Materiały badań i metody

Badania przeprowadzono u pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów (RZS) za zgodą Komisji Bioetycznej Uniwersytetu Medycznego w Białymstoku (Uchwała nr R-I-002/16/2016, Białystok, 28.01.2016). Wszyscy pacjenci zostali szczegółowo poinformowani o przebiegu i celu badania i zgodnie z Deklaracją Helsińską podpisali pisemną zgodę na udział w badaniu.

Materiał badawczy stanowiło 66 pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów (z których 83,3% stanowiły kobiety) zidentyfikowanych w Klinice Reumatologii i Chorób Wewnętrznych Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku zgodnie ze standardami wytyczonymi przez American College of Rheumatology [2].

Pacjenci zostali wyselekcjonowani po przeprowadzeniu wstępnego wywiadu kwestionariuszowego z udziałem 165 pacjentów z RZS. Miał on na celu zgromadzenie informacji dotyczących obecności schorzeń współistniejących u tych osób oraz rodzaju terapii, której byli poddawani.

Kryteria kwalifikujące pacjentów do badania stanowiły: wiek powyżej 18 roku życia, czas trwania choroby powyżej 1 roku, leczenie biologiczne w monoterapii lub w połączeniu z metotreksatem, brak chorób towarzyszących. Wyłączone z badania były osoby: poniżej 18 roku życia, o czasie trwania choroby poniżej 1 roku, leczone za pomocą glikokortykosteroidów lub niebiologicznych leków modyfikujących przebieg choroby oraz poddawane terapii przeciwzakrzepowej. Każda z badanych osób została zakwalifikowana do jednej z ośmiu następujących strategii terapeutycznych RZS (terapia biologiczna):

- certolizumab + metotreksat (MTX),
- etanercept + leflunomid,
- etanercept + MTX,
- etanercept + MTX + sulfasalazin,
- adalimumab + MTX,
- rituximab + MTX,
- tocilizumab + MTX,
- golimumab + MTX.

Kwalifikacja pacjentów do leczenia, schemat dawkowania leków oraz sposób podawania leków były zgodne z programem lekowym B.33: leczenie reumatoidalnego zapalenia stawów i młodzieńczego idiopatycznego zapalenia stawów o przebiegu agresywnym.

Całkowitą ocenę aktywności choroby mierzono na dziesięciocentymetrowej wizualnej skali analogowej (VAS), gdzie 0 = stan nieaktywny, a 10 = maksymalna aktywność. W odniesieniu do aktywności choroby pacjenta zarejestrowano następujące informacje:

- liczba bolesnych stawów,
- liczba obrzękniętych stawów,
- wskaźnik aktywności choroby DAS28 – obliczany na podstawie wartości odczynu Biernackiego, całkowitej aktywności choroby ocenianej przez lekarza na skali analogowej, liczby bolesnych stawów oraz liczby obrzękniętych stawów.

U pacjentów uczestniczących w badaniu oznaczano wybrane markery zapalne podczas wizyty lekarskiej:

- czynnik reumatoidalny (RF) – obecność czynnika reumatoidalnego klasy IgM oznaczano w surowicy krwi metodą ELISA,
- przeciwciała przeciwcytrulinowe (anty-CCP) – obecność przeciwciał przeciw cyklicznemu cytrulinowanemu peptydowi oznaczano z surowicy krwi za pomocą metody immunoenzymatycznego ELISA,

- odczyn Biernackiego (OB) – wartości referencyjne: 1-10 mm/h,
- stężenie białka C reaktywnego (CRP) – wartości referencyjne: do 0,5 mg/dl,
- morfologia krwi z rozmazem.

Próbki krwi pobrano z żyły łokciowej bez stosowania jakichkolwiek antykoagulantów w ilości 20 ml. Materiałem do badań była surowica uzyskana po odizolowaniu i oddzieleniu jej od skrzepniętej masy krwinkowej. Próbki surowicy przechowywano w temperaturze -70°C do czasu wykonania oznaczania. Oceniano stężenia następujących cytokin:

- GM-CSF (czynnik stymulujący tworzenie kolonii granulocytów i makrofagów),
- IL-6 (interleukina 6),
- TNF-alfa (czynnik martwicy nowotworu).

Badania cytokin (GM-CSF, IL-6, TNF-alfa) w surowicy krwi wykonano w oparciu o metodę ELISA (ang. *enzyme-linked immunosorbent assay*), używając komercyjnych zestawów R&D Systems Quantikine® ELISA Kits (Minneapolis, USA) zgodnie z instrukcją producenta. Wynik poziomu cytokin określano ilościowo jako zmierzoną przy długości fali 450 nm średnią absorbancję (OD) z dwóch próbek badanej surowicy. Test poddano ewaluacji przy użyciu krzywej 4 PL. Za pomocą programu Statistica 13.1 (Statsoft, Polska) przeprowadzono analizę korelacji Pearsona wybranych markerów zapalnych i parametrów klinicznych pacjentów z RZS. Analiza miała na celu określenie zależności między parametrami otrzymanymi z badań laboratoryjnych w diagnostyce i monitorowaniu RZS (OB, CRP, RF, antyCCP, liczbą elementów morfotycznych krwi) a parametrami klinicznymi (liczbą bolesnych stawów, liczbą obrzękniętych stawów, wartością kompleksowego wskaźnika aktywności choroby pacjenta – wskaźnik DAS28 oraz poziomem cytokin prozapalnych, które są tzw. mediatorami zapalenia w RZS).

9.3. Wyniki

Przebadano 66 pacjentów z RZS o średniej wieku 53,8 ±12,4 lat i czasie trwania choroby 11,0 ±8 lat. Uzyskane wyniki zestawiono w tabeli 9.1.

TABELA 9.1 Średnie wartości ±SD parametrów biochemicznych i klinicznych pacjentów z RZS

Parametr	Pacjenci z RZS
OB (mm/h)	40,96 ±23,82
CRP (mg/L)	18,72 ±15,75
Erytrocyty (x 10^{12}/L)	4,43 ±0,55
Leukocyty (x 10^{9}/L)	7,22 ±2,28

Parametr	Pacjenci z RZS
Trombocyty (x 10^9/L)	280,48 ±113,54
DAS28	5,47 ±0,61
Liczba bolesnych stawów	8,04 ±2,76
Liczba obrzękniętych stawów	5,42 ±2,07
GM-CSF (pg/ml)	6,33 ±3,04
IL-6 (pg/ml)	3,64 ±1,44
TNF-alfa (pg/ml)	25,54 ±16,31

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Wyniki istotnych statystycznie korelacji markerów zapalnych i parametrów klinicznych pacjentów z RZS zestawiono w tabeli 9.2.

TABELA 9.2. Korelacje parametrów laboratoryjnych i wskaźników aktywności choroby pacjentów z RZS

Parametry podlegające analizie korelacji	Wartość współczynnika korelacji
CRP (mg/L)/OB (mm/h)	0,63
RF/anty-CCP	0,9
Tromobocyty (x 10^9/L)/GM-CSF (pg/ml)	−0,48
DAS28/liczba bolesnych stawów	0,6
DAS28/liczba obrzękniętych stawów	0,51
Liczba bolesnych stawów/liczba obrzękniętych stawów	0,68
IL-6 (pg/ml)/TNF-alfa (pg/ml)	0,89

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Istotne statystycznie korelacje otrzymano dla OB i CRP (R = 0,63), RF i anty-CCP (R = 0,9), liczby trombocytów i stężenia GM-CSF (-0,48), liczby bolesnych oraz liczby obrzękniętych stawów (R = 0,68), Il-6 i TNF-alfa (R = 0,89), wskaźnika DAS28 i liczby bolesnych stawów (R = 0,6) oraz wskaźnika DAS28 i liczby obrzękniętych stawów (R = 0,51).

Dodatnia, istotna statystycznie korelacja pomiędzy odczynem Biernackiego i białkiem CRP oznacza, iż wzrostowi wartości jednego parametru towarzyszy wzrost wartości drugiego z nich. Zależność ta znajduje swoje potwierdzenie w praktyce klinicznej – są to markery ostrej fazy uwzględnione w kryteriach klasyfikacyjnych RZS według American College of Rheumatology (ACR) i European League Against Rheumatism (EULAR) z 2010 roku. CRP jest białkiem produkowanym przez wątrobę w odpowiedzi na infekcję lub stan zapalny, natomiast OB jest wskaźnikiem niebiałkowym stanu zapalnego, którego miano wzrasta, gdy w organizmie obecny jest czynnik uszkadzający

struktury tkankowe. Wartość obu parametrów znacząco podwyższa się w odpowiedzi na toczący się w organizmie proces zapalny.

Bardzo wysoką dodatnią korelację zaobserwowano pomiędzy czynnikiem reumatoidalnym (RF) oraz przeciwciałami przeciwcytrulinowymi (anty-CCP). Są to parametry serologiczne stosowane w diagnostyce RZS i podobnie jak CRP oraz OB znajdują się w kryteriach klasyfikacyjnych RZS według ACR i EULAR z 2010 roku. RF i anty-CCP należą do przeciwciał skierowanych przeciwko elementom własnych tkanek organizmu. Częstość ich występowania u osób z RZS wynosi 80-85 % w przypadku czynnika reumatoidalnego oraz 75-82 % w przypadku przeciwciał anty-CCP. Wysoka wykrywalność tych parametrów u pacjentów z RZS wyjaśnia zatem ich wzajemną korelację.

Ujemna, istotna statystycznie korelacja wystąpiła pomiędzy poziomem trombocytów a stężeniem czynnika stymulującego wzrost kolonii granulocytów. Oznacza to, że wraz ze wzrostem wartości jednego z tych parametrów wartość drugiego maleje. Cytokiny jako mediatory stanu zapalnego oraz regulatory odpowiedzi immunologicznej uczestniczą w reakcjach odpornościowych związanych z patologią RZS. W przebiegu chorób zapalnych tkanki łącznej o podłożu autoimmunologicznym często dochodzi do nadmiernego niszczenia płytek krwi w wyniku zachodzących procesów immunologicznych. W chorobach tych może również dochodzić do zaburzeń produkcji płytek krwi na skutek zastosowanego leczenia. Zatem wraz ze wzrostem stężenia cytokin prozapalnych obserwuje się spadek liczby płytek krwi.

Obecne w maziówce makrofagi biorą udział w patogenezie RZS poprzez uwalnianie cytokin prozapalnych, takich jak: TNF-alfa, IL-1, IL-6 oraz prawdopodobnie GM-CSF. Zatem wzrost stężenia IL-6 przebiega równolegle ze wzrostem stężenia TNF-alfa. Jest to zgodne z wynikami korelacji otrzymanymi w niniejszej pracy (istotna statystycznie dodatnia korelacja pomiędzy Il-6 i TNF-alfa). Zaobserwowano także dodatnią istotną korelację pomiędzy liczbą obrzękniętych i bolesnych stawów. Wyniki te potwierdzają, że komórkowe nacieki zapalne w obrębie błony maziowej skutkują nie tylko obrzękiem, ale również bólem wynikającym z nadprodukcji mediatorów zapalenia. Korelacja pomiędzy wskaźnikiem aktywności choroby DAS28 a liczbą bolesnych oraz liczbą obrzękniętych stawów wynika z zależności matematycznej i nie była w związku z tym poddawana analizie.

9.4. Dyskusja

Spośród cytokin prozapalnych biorących udział w patogenezie RZS omówione zostały najważniejsze: czynnik martwicy nowotworu (TNF-α), interleukina 1 (IL-1), interleukina 6 (IL-6) oraz interleukina 17 (IL-17). TNF jest jedną z kluczowych cytokin, której prozapalną aktywność wykazano na wielu poziomach w patogenezie RZS. Znaczący udział TNF w rozwoju choroby zapalnej jest potwierdzony, ponieważ

w badaniach *in vitro* zaobserwowano wysoki potencjał tej cytokiny w zakresie erozji chrząstki [17] oraz kości [18]. Wiąże się to z potencjalną aktywnością komórek kościogubnych [19], a także działaniem hamującym wobec osteoblastów, czyli komórek kościotwórczych [20]. TNF indukuje aktywację i przeżycie leukocytów, komórek śródbłonka oraz synowiocytów (komórek maziowych), angiogenezę oraz aktywację receptorów bólowych [21]. W modelach na myszach wykazano, że po wprowadzeniu do ich organizmu zmodyfikowanego ludzkiego genu TNF zwierzęta te wykazują cechy charakterystyczne RZS, tj. stan zapalny stawów, erozję chrząstki i kości. Z kolei leczenie zwierząt inhibitorami TNF przeciwdziała rozwojowi objawów zapalnych [22]. U ludzi również ten efekt został zaobserwowany [23]. Ponadto inhibitory TNF wykazują efekt hamujący wobec tworzenia nowych naczyń krwionośnych, osłabiając aktywację centralnego układu nerwowego spowodowaną bodźcem bólowym [24]. Podobnie jak TNF-α, IL-1 odgrywa znaczącą rolę w procesach degeneracji chrząstki i kości w RZS. Dzieje się to głównie poprzez produkcję ligandu aktywatora receptora jądrowego czynnika κB (RANKL), które jest białkiem biorącym udział w aktywacji osteoklastów. Ma to również miejsce poprzez produkcję metaloproteinaz macierzy pozakomórkowej (MMP), które biorą udział w degradacji chrząstki [25]. Wysokie stężenia IL-1 występują zarówno w błonie maziowej, jak i płynie maziowym [26]. W wyniku badań *in vitro* dowiedziono, że IL-1α i IL1β, należące do nadrodziny interleukiny 1, stymulują produkcję cytokin prozapalnych za pośrednictwem komórek błony maziowej, indukują procesy kataboliczne za pomocą chondrocytów, a także erozję kości poprzez osteoklasty [17]. Dowiedziono, iż terapia skierowana przeciwko tej cytokinie (anakinra) powoduje poprawę klinicznych objawów RZS oraz działa protekcyjnie na chrząstkę oraz kość.

Interleukina 6 jest równie istotną cytokiną w patogenezie RZS i wykazuje efekt podobny do TNF. Pośredniczy w wielu procesach, takich jak dojrzewanie oraz aktywacja limfocytów B i T, makrofagów, osteoklastów, chondrocytów, komórek śródbłonkowych, wykazuje także efekt hematopoetyczny w szpiku kostnym [27]. Stymuluje również wątrobową reakcję ostrej fazy poprzez produkcję białek takich jak CRP. Zdecydowanym dowodem na znaczący udział IL-6 w patologii RZS jest potwierdzony w badaniach klinicznych efekt supresyjny tocilizumabu (przeciwciało przeciw IL-6R) wobec aktywności choroby oraz procesów degradacji kostnych w RZS [28, 29]. GM-CSF, czyli stymulator wzrostu kolonii granulocytów, jest czynnikiem odpowiedzialnym za namnażanie oraz różnicowanie komórek szpikowych z ich prekursorów. U pacjentów z RZS zaobserwowano ich zwiększone miano w płynie maziowym [30]. GMCSF odgrywa istotną rolę w procesie różnicowania, przeżycia, oraz aktywacji makrofagów, których nagromadzenie w tkance maziówkowej jest cechą charakterystyczną RZS. Odpowiedzialne są one m.in. za procesy niszczenia stawów. W związku z tym terapie skierowane na hamowanie aktywności GM-CSF zmniejszają także procesy namnażania makrofagów, co skutkuje polepszeniem stanu klinicznego pacjenta. GM-CSF wykazuje również zdolność do pobudzania różnicowania limfocytów Th, które uczestniczą w patogenezie RZS, co potęguje ich potencjał chorobotwórczy [31].

9.5. Wnioski końcowe

Do oceny aktywności RZS stosuje się następujące markery zapalne: szybkość sedymentacji erytrocytów (OB) i białka Creaktywne (CRP). Oba parametry są jednak niespecyficzne dla tej choroby. Istnieją również sytuacje, w których występuje rozbieżność między kliniczną poprawą stanu pacjenta a poziomem reagentów ostrej fazy. Obiecującym rozwiązaniem w tej sytuacji są wskaźniki aktywności choroby, które stanowią kombinację kilku parametrów. Przede wszystkim mają one jednolitą postać dzięki konwencjonalnie przyjętej matematycznej formule umożliwiającej obliczenie ich wartości z wykorzystaniem różnych metod. Należy podkreślić, iż wskaźniki aktywności choroby i markery zapalne powinny być wykonywane jednocześnie w diagnostyce RZS i mogą stanowić punkt referencyjny, stanowiący o przydatności nowych metod diagnostycznych, np. badań obrazowych.

Bibliografia

[1] Alamanos Y, Drosos AA. Epidemiology of adult rheumatoid arthritis. *Autoimmunity Reviews*. 2005; 4: 130-136.

[2] American College of Rheumatology Ad Hoc Committee on Clinical Guidelines. Guidelines for the management of rheumatoid arthritis. Arthritis Rheum. 1996; 39:713-22.

[3] van der Heijde DM. Joint erosions and patients with early rheumatoid arthritis. Br J Rheumatol. 1995; 34(Suppl 2): 74-8.

[4] Birch JT Jr, Bhattacharya S. Emerging trends in diagnosis and treatment of rheumatoid arthritis. *Prim Care*. 2010; 37: 779-92.

[5] Scott DL, Symmons DP, Coulton BL, Popert AJ. Long-term outcome of treating rheumatoid arthritis: results after 20 years. *Lancet* 1987; 1: 1108-11.

[6] EMUSC. Musculoskeletal Health in Europe Report v5.0. *Eur Musculoskelet Heal Surveill Infromation Netw*. 2014: 1-13.

[7] By R. Comptroller THE. Services for people with rheumatoid arthritis 2009.

[8] Arend WP, Firestein, GS. Pre-rheumatoid arthritis: predisposition and transition to clinical synovitis. *Nat. Rev. Rheumatol*. 2012; 8: 573-586.

[9] Gabriel SE, Crowson CS, Kremers HM, Doran MF, Turesson C, O'Fallon WM, Matteson EL. Survival in rheumatoid arthritis: a population-based analysis of trends over 40 years. *Arthritis Rheum*. 2003; 48(1): 54-8.

[10] Granger B, Combe B, Le Loet X, Saraux A, Guillemin F, Fautre B. Performance of matrices developed to identify patients with early rheumatoid arthritis with rapid radiographic progression despite methotrexate therapy: an external validation study based on the ESPOIR cohort data. *RMD Open*. 2016; 2(1): 1-10.

[11] Turesson C, O'Fallon WM, Crowson CS, Gabriel SE, Matteson EL. Extra-articular disease manifestations in rheumatoid arthritis: incidence trends and risk factors over 46 years. Ann Rheum *Dis*. 2003; 62(8): 722-7.

[12] Deane KD, O'Donnell CI, Hueber W, Majka DS, Lazar AA, Derber LA, Gilliland WR, Edison JD, Norris JM, Robinson WH, Holers VM. The number of elevated cytokines and chemokines in preclinical seropositive rheumatoid arthritis predicts time to diagnosis in an age-dependent manner. *Arthritis Rheum*. 2010; 62: 3161-3172.

[13] Randen I, Brown D, Thompson KM, Hughes-Jones N, Pascual V, Victor K, Capra JD, Førre O, Natvig JB. Clonally related IgM rheumatoid factors undergo affinity maturation in the rheumatoid synovial tissue. *J. Immunol*. 1992; 148: 3296-3301.

[14] Aletaha D, Neogi T, Silman AJ, Funovits J, Felson DT, Bingham CO 3rd, Birnbaum NS, Burmester GR, Bykerk VP, Cohen MD, Combe B, Costenbader KH, Dougados M, Emery P, Ferraccioli G, Hazes JM, Hobbs K, Huizinga TW, Kavanaugh A, Kay J, Kvien TK, Laing T, Mease P, Ménard HA, Moreland LW, Naden RL, Pincus T, Smolen JS, Stanislawska-Biernat E, Symmons D, Tak PP, Upchurch KS, Vencovský J, Wolfe F, Hawker G. Rheumatoid arthritis classification criteria: an American College of Rheumatology/European League Against Rheumatism collaborative initiative. *Arthritis Rheum*. 2010; 62(9): 2569-2581.

[15] Eggeland T, Munthe E. The role of the laboratory in rheumatology. Rheumatoid factors. Clin Rheum *Dis*. 1983; 9: 135-60.

[16] Hess A, Axmann R, Rech J, Finzel S, Heindl C, Kreitz S, Sergeeva M, Saake M, Garcia M, Kollias G, Straub RH, Sporns O, Doerfler A, Brune K, Schett G. Blockade of TNF-alpha rapidly inhibits pain responses in the central nervous system. *Proc Natl Acad Sci u S a*. 2011; 108: 3731-3736.

[17] Schellekens GA, de Jong BAW, van den Hoogen FHJ, van de Putte LBA, van Venrooij WJ. Citrulline is an essential constituent of antigenic determinants recognized by rheumatoid arthritis-specific autoantibodies. *J Clin Invest*. 1998; 101: 273-81.

[18] Dayer JM, Beutler B, Cerami A. Cachectin/tumor necrosis factor stimulates collagenase and prostaglandin E2 production by human synovial cells and dermal fibroblasts. *Journal of Experimental Medicine Dec*. 1985; 162(6): 2163-2168.

[19] Bini G, Hagbarth KE, Hynninen P, Wallin BG. Thermoregulatory and rhythm-generating mechanisms governing the sudomotor and vasomotor outflow in human cutaneous nerves. *J Physiol (Lond)*. 1980; 306: 537-52.

[20] Lam J, Takeshita S, Barker JE, Kanagawa O, Ross FP. Teitelbau S.L. TNF-alpha induces osteoclastogenesis by direct stimulatio of macrophages exposed to permissive levels of RAN ligand. *J Clin Invest*. 2000; 106: 1481-1488.

[21] Bertolini DR, Nedwin GE, Bringman TS, Smith DD. Mundy G.R. Stimulation of bone resorption and inhibition of bone formation in vitro by human tumour necrosis factors. *Nature*. 1986; 319: 516-518.

[22] McInnes IB, Buckley CD, Isaacs JD. Cytokines in rheumatoid arthritis—shaping the immunological landscape. *Nat Rev Rheumatol.* 2016; 12(1): 63-8.

[23] Keffer J, Probert L, Cazlaris H, Georgopoulos S, Kaslaris E, Kioussis D, Kollias G. Transgenic mice expressing human tumour necrosis factor: a predictive genetic model of arthritis. *EMBO J*. 1991; 10: 4025-4031.

[24] Elliott MJ, Maini RN, Feldmann M, Long-Fox A, Charles P, Katsikis P, Brennan FM, Walker J, Bijl H, Ghrayeb J, Woody JN. Treatment of rheumatoid arthritis with chimeric monoclonal antibodies to tumor necrosis factor alpha. *Arthritis Rheum*. 1993; 36: 1681-1690.

[25] Dayer JM, de Rochemonteix B, Burrus B, Demczuk S, Dinarello CA. Human recombinant interleukin 1 stimulates collagenase and prostaglandin E2 production by human synovial cells. *J Clin Invest*, 1986; 77: 645-648.

[26] Dayer JM, Bresnihan B. Targeting interleukin-1 in the treatment of rheumatoid arthritis. *Arthritis Rheum*. 2002; 46: 574-578.

[27] Kishimoto T. Interleukin-6: from basic science to medicine - 40 years in immunology. *Annu. Rev. Immunol.* 2005; 23: 1-21.

[28] Smolen JS, Beaulieu A, Rubbert-Roth A, Ramos-Remus C, Rovensky J, Alecock E, Woodworth T, *Alten R. Effect of interleukin-6 receptor inhibition with tocilizumab in patients with rheumatoid arthritis.*

[29] Nishimoto N, Yoshizaki K, Miyasaka N, Yamamoto K, Kawai S, Takeuchi T, Hashimoto J, Azuma J, Kishimoto T. Treatment of rheumatoid arthritis with humanized antiinterleukin-6 receptor antibody: a multicenter, double-blind, placebo-controlled trial. *Arthritis Rheum*. 2004; 50: 1761-1769.

[30] Fiehn C, Wermann M, Pezzutto A, Hufner M, Heilig B. Plasma GM-CSF concentrations in rheumatoid arthritis, systemic lupus erythematosus and spondyloarthropathy. *Rheumatol*. 1992; 51: 121-126.

[31] Pereira J, Velloso ED, Loterio HA, Laurindo IM, Chamone DA. Long-term remission of neutropenia in Felty's syndrome after a short GM-CSF treatment. *Acta Haematol.* 1994; 92: 154-156.

Streszczenie

Reumatoidalne zapalenie stawów (RZS) jest najczęściej występującą na świecie zapalną chorobą tkanki łącznej o podłożu autoimmunologicznym. Cechuje się ona symetrycznym zapaleniem stawów oraz występowaniem zmian pozastawowych i powikłań układowych. Celem pracy jest zbadanie zależności między wybranymi markerami zapalnymi i parametrami klinicznymi. Materiał badawczy stanowiło 66 pacjentów z reumatoidalnym zapaleniem stawów (83,3% kobiet). Całkowitą ocenę aktywności choroby mierzono na 10-centymetrowej wizualnej skali analogowej (VAS), gdzie 0 = stan nieaktywny, a 10 = maksymalna aktywność. W odniesieniu do aktywności choroby pacjenta zarejestrowano następujące informacje: liczba bolesnych stawów, liczba obrzękniętych stawów, wskaźnik aktywności choroby DAS28. U pacjentów oznaczano wybrane markery zapalne: czynnik reumatoidalny, przeciwciała przeciwcytrulinowe, odczyn Biernackiego, stężenie białka C reaktywnego oraz morfologię krwi z rozmazem. Oceniano stężenia następujących cytokin: GM-CSF, IL-6 i TNF-alfa. Istotne statystycznie korelacje otrzymano dla: OB i CRP (R = 0,63), RF i anty-CCP (R = 0,9), liczby trombocytów i stężenia GM-CSF (-0,48), liczby bolesnych oraz liczby obrzękniętych stawów (R = 0,68), Il-6 i TNF-alfa (R = 0,89), wskaźnika DAS28 i liczby bolesnych stawów (R = 0,6) oraz wskaźnika DAS28 i liczby obrzękniętych stawów (R = 0,51). Bardzo wysoką dodatnią korelację stwierdzono między czynnikiem reumatoidalnym (RF) oraz przeciwciałami przeciwcytrulinowymi (anty-CCP). Ujemna, istotna statystycznie korelacja wystąpiła pomiędzy poziomem trombocytów a stężeniem czynnika stymulującego wzrost kolonii granulocytów. Istotną statystycznie dodatnią korelację stwierdzono również między Il-6 i TNF-alfa. Zaobserwowano także dodatnią istotną korelację między liczbą obrzękniętych i bolesnych stawów. Warto podkreślić, że w diagnostyce RZS badania biomechaniczne powinny być przeprowadzane jednocześnie z badaniami klinicznymi.

Słowa kluczowe: reumatoidalne zapalenie stawów, termowizja, parametry biochemiczne, cytokiny

Rozdział 10
Termografia pasywna w diagnozowaniu reumatoidalnego zapalenia stawów

Agnieszka WASILEWSKA[*], *Jolanta PAUK*[**], *Justyna CHWIEĆKO*[***]

10.1. Wprowadzenie

Reumatoidalne zapalenie stawów (RZS) jest najpowszechniejszą na świecie zapalną chorobą tkanki łącznej o podłożu autoimmunologicznym. Jest to choroba przewlekła, cechująca się symetrycznym zapaleniem stawów oraz występowaniem zmian pozastawowych i powikłań układowych. Choroba objawia się bólem, ogranicza prawidłowe funkcjonowanie pacjenta oraz prowadzi do niepełnosprawności, kalectwa i przedwczesnej śmierci. Analiza literaturowa dowodzi braku ogólnodostępnej metody diagnostyki reumatoidalnego zapalenia stawów, która pozwoliłaby na szybkie i skuteczne rozpoznanie RZS, a także ocen aktywności stanu zapalnego stawów. Badanie termograficzne w podczerwieni otwiera nowe możliwości diagnostyczne RZS ze względu na nieinwazyjność, niski koszt oraz dostępność kamer termowizyjnych. Problem stanowi jednak brak wiarygodnych i jednoznacznych kryteriów oceny ilościowej zmian zapalnych stawów najczęściej objętych chorobą [1-3].

Stan zapalny stawu charakteryzuje się zwiększonym przepływem krwi w jego obszarze, co wtórnie manifestuje się podwyższoną temperaturą chorego miejsca. Nadwyżka energii cieplnej w stawie przenika przez torebkę stawową, otaczające staw więzadła i powięzi, tkankę tłuszczową, a następnie skórę i powoduje podwyższenie temperatury skóry w okolicy stawu. Techniki obrazowania medycznego umożliwiają wizualizację zmian chorobowych stawów w przebiegu RZS, do których należą m.in.: nadżerki, zwężenie szpary stawowej, zrost kostny, zniekształcenie stawu czy osteoporoza okołostawowa. Bardziej czułe metody obrazowe pozwalają na identyfikację zmian charakterystycznych dla wczesnego etapu choroby, do których należy stan zapalny tkanek miękkich, błony maziowej oraz szpiku. W diagnostyce obrazowej RZS stosowane

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, agnieszka.wasilewska90@gmail.com, j.pauk@pb.edu.pl

[**] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, j.pauk@pb.edu.pl

[***] Klinika Reumatologii i Chorób Wewnętrznych Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku, ul. Marii Skłodowskiej-Curie 24A, 15-276 Białystok, e-mail: chwiecko6@wp.pl

są obecnie trzy podstawowe techniki: radiografia konwencjonalna, ultrasonografia oraz rezonans magnetyczny. W praktyce klinicznej największe znaczenie ma badanie RTG. Dwie pozostałe metody pełnią funkcję pomocniczą i są stosowane jedynie w przypadku, gdy badanie rentgenowskie zawiodło lub nie daje wystarczającego oglądu choroby. Metody te różnią się między sobą pod względem czułości wobec tkanek miękkich, kosztem, dostępnością oraz stopniem inwazyjności. W związku z ograniczeniami istniejących metod postanowiono zweryfikować, czy termografia pasywna może być wykorzystana w diagnostyce reumatoidalnego zapalenia stawów, a także zbadano zależność wyników termografii w odniesieniu do wybranych czynników.

10.2. Metodologia pomiaru

Za pomocą termografii pasywnej przebadano grupę 66 pacjentów z RZS oraz 105 osób zdrowych jako grupę kontrolną. Pacjenci zostali zidentyfikowani i wyselekcjonowani w Klinice Reumatologii i Chorób Wewnętrznych Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku. Badania termowizyjne pacjentów wykonywano podczas wizyty kontrolnej. Termogramy wykonano za pomocą kamery termowizyjnej FLIR E60bx (Systems Inc., USA). Kamera została skalibrowana przez producenta w celu zapewnienia powtarzalności oraz precyzji pomiarów. Rozdzielczość obrazu wynosiła 320 x 240 pikseli. Pacjenci zostali poproszeni o spędzenie 15 minut w pozycji siedzącej w pomieszczeniu laboratoryjnym przed rozpoczęciem eksperymentu. Kamerę ustawiono prostopadle do badanego obiektu i zamocowano na standardowym statywie fotograficznym. Wszystkie termogramy wykonano w pozycji siedzącej, w odległości 1 m od pacjenta, w tym samym pomieszczeniu, o tej samej porze dnia (ok. godz. 13:00). Powtarzalność metody oceniono na podstawie współczynnika zmienności CV ($CV = \sigma/\mu \cdot 100\%$). Przyjęto następujące warunki pomiaru:

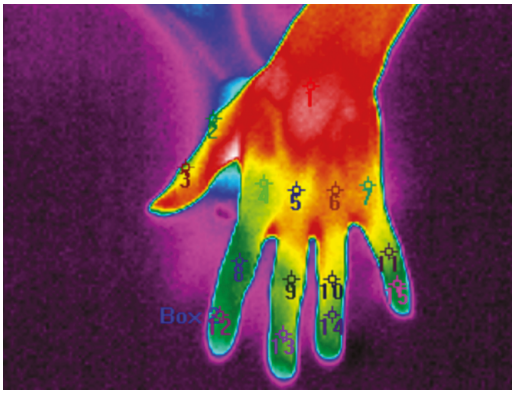
- wilgotność powietrza: 55%,
- emisyjność: 0,98,
- temperatura powietrza i otoczenia: 23°C,
- odległość obiekt–kamera: 1 m.

Dzięki zastosowaniu odpowiednich narzędzi programu Research IR, możliwe było zdefiniowanie prostokątnego obszaru zainteresowania oraz wyznaczenie podstawowych parametrów statystycznych w jego obrębie – temperatury maksymalnej, minimalnej i średniej (rys. 10.1).

Analizie poddano rozkłady temperatur w stawach ręki. Wyznaczono temperatury następujących obszarów anatomicznych:

- jednego stawu nadgarstkowego,
- jednego stawu śródręczno-paliczkowego kciuka,
- jednego stawu międzypaliczkowego kciuka,

- czterech stawów śródręczno-paliczkowych,
- czterech stawów międzypaliczkowych bliższych,
- czterech stawów międzypaliczkowych dalszych.



RYSUNEK 10.1. Przykładowy termogram ręki pacjenta z RZS

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Zarówno w grupie pacjentów z RZS, jak i w grupie osób zdrowych wykonano trzykrotny pomiar temperatury obu rąk każdego uczestnika badania. Łącznie za pomocą termografii pasywnej wykonano 444 zdjęcia osób z RZS oraz 636 zdjęć osób zdrowych. Dane uzyskane z kamery termowizyjnej przetworzono za pomocą programu komputerowego FLIR Research IR. Obszar zainteresowania wyznaczany był w sposób manualny. Analizy statystyczne przeprowadzono za pomocą programu Statistica 13.1 (Statsoft, Polska). Wyliczono podstawowe statystyki opisowe analizowanych zmiennych ilościowych oraz zweryfikowano prawidłowość ich rozkładów. Do porównania wyników uzyskanych dla obu grup badanych zastosowano test t-Studenta dla rozkładu normalnego i test Manna-Whitneya dla danych niespełniających założeń testów parametrycznych.

10.3. Wyniki

10.3.1. Wyniki pomiarów termograficznych ze względu na wiek pacjenta

Według ekspertów WHO starość rozpoczyna się w wieku 60/65 lat, w związku z czym, aby dokonać oceny wpływu wieku pacjenta na rozkład temperatur stawów ręki w RZS, chorzy zostali podzieleni na dwie grupy na podstawie przyjętej umownej

granicy starości. Charakterystyka demograficzna oraz zestawienie średnich wartości parametrów biochemicznych pacjentów poniżej oraz powyżej 65 roku życia zostały przedstawione w tabeli 10.1, a średnie wartości parametrów klinicznych służące do oceny aktywności choroby oraz stopnia uszkodzenia stawów zaprezentowano w tabeli 10.2.

TABELA 10.1. Średnie wartości ±SD parametrów biochemicznych i demograficznych pacjentów według wieku (N = 66)

Parametr	Chorzy < 65 r. ż.	Chorzy ≥ 65 r. ż.
Wiek (lata)	50,95 ±11,01	70,6 ±3,86
BMI (kg/m^2)	24,24 ±3,44	26,2 ±3,57
Czas trwania choroby (lata)	10,75 ±7,91	12,45 ±11,68
OB (mm/h)	37,9 ±18,96	59 ±39,34
CRP (mg/L)	19,07 ±16,08	16,62 ±14,24
Erytrocyty (x 10^{12}/L)	4,48 ±0,58	4,14 ±0,22
Leukocyty (x 10^9/L)	7,35 ±2,19	6,5 ±2,81
Trombocyty (x 10^9/L)	289,58 ±118,54	226,8 ±55,79

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

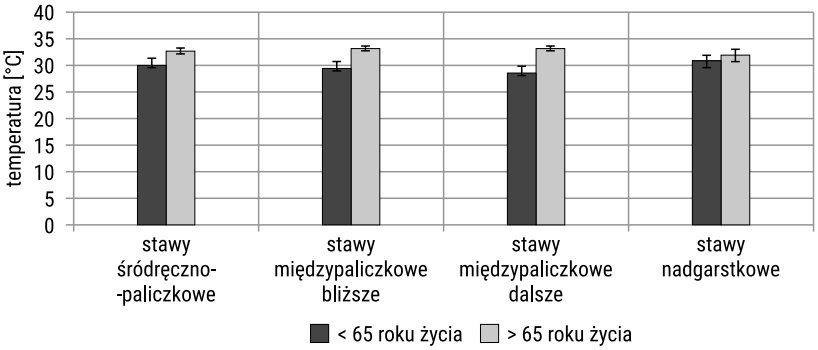
Średnia wieku w grupie pacjentów poniżej 65 r. ż. wynosiła 50,95 ±11,01 lat, średnie BMI 24,24 ±3,44 kg/m^2, natomiast średni czas trwania choroby 10,7 ±7,91 lat. Szybkość opadania czerwonych krwinek u tych pacjentów wynosiła średnio 37,90 ±18,96 mm/h, poziom białka CRP w tej grupie wiekowej wynosił średnio 19,07 ±16,08 mg/L, poziom erytrocytów 4,48 ±0,58 · 10^{12}/L, poziom leukocytów 7,35 ±2,19 · 10^9/L, a średnia ilość płytek krwi 289,58 ±118,54 · 10^9/L. Średnia wieku w grupie osób 65-letnich i starszych wynosiła 70,60 ±3,86 lat, średnie BMI 26,20 ±3,57 kg/m^2, a średni czas trwania choroby 12,45 ±11,68 lat. Szybkość opadania czerwonych krwinek wyniosła średnio 59,00 ±39,34 mm/h, stężenie białka CRP 16,62 ±14,24 mg/L, liczba erytrocytów we krwi wynosiła 4,14 ±0,22 · 10^{12}/L, leukocytów 6,50 ±2,81 · 10^9/L, a płytek krwi 226,80 ±55,79 · 10^9/L.

TABELA 10.2 Średnie wartości ±SD parametrów klinicznych pacjentów z RZS według wieku (N = 66)

Parametr	Chorzy < 65 r. ż.	Chorzy ≥ 65 r. ż.
DAS28	5,51 ±0,57	5,22 ±0,79
Liczba bolesnych stawów	8 ±3	6 ±2
Liczba obrzękniętych stawów	6 ±2	4 ±2

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Wskaźnik aktywności choroby DAS28 miał średnią wartość 5,51 ±0,57 u chorych poniżej 65 r. ż. przy liczbie bolesnych stawów 8 ±3 i liczbie obrzękniętych stawów 6 ±2. U chorych w wieku 65 lat i starszych ten sam wskaźnik miał wartość średnią 5,22 ±0,79 przy liczbie bolesnych stawów 6 ±2 i liczbie obrzękniętych stawów 4 ±2. Porównanie średnich wartości temperatur stawów ręki między zaprezentowanymi grupami wiekowymi przedstawiono na rysunku 10.2.



RYSUNEK 10.2. Średnie wartości temperatur stawów ręki pacjentów z RZS ze względu na wiek

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W wyniku analiz zaobserwowano wystąpienie różnic w temperaturach stawów ręki między tymi dwiema grupami. Wyższe wartości temperatury w przypadku wszystkich przebadanych stawów zaobserwowano w grupie pacjentów w wieku 65 lat i starszych. Różnice istotne statystycznie dotyczyły stawów międzypaliczkowych bliższych i stawów międzypaliczkowych dalszych obu rąk. W stawach międzypaliczkowych bliższych średnia wartość temperatury w grupie osób poniżej 65 r. ż. wyniosła 29,3 ±1,3°C, natomiast w stawach międzypaliczkowych dalszych 28,5 ±1,2°C. W grupie osób w wieku 65 lat i starszych średnia temperatura stawów międzypaliczkowych bliższych wynosiła 33,6 ±0,4°C, a w stawach międzypaliczkowych dalszych 33,1 ±0,4°C. Zaobserwowano wyższą aktywność choroby w grupie osób poniżej 65 r. ż., która manifestowała się niższymi temperaturami stawów. Wynika to prawdopodobnie z procesów degeneracji tkanek lub objawów pozastawowych skutkujących procesami niedokrwiennymi skórnych naczyń krwionośnych.

10.3.2. Wyniki pomiarów termograficznych ze względu na czas trwania choroby

Zaburzenie procesów fizjologicznych człowieka może w wielu przypadkach skutkować obniżeniem lub podwyższeniem temperatury skóry. W związku z tym kolejnym istotnym aspektem analizy jest historia medyczna pacjenta. W celu podziału pacjentów z RZS pod względem czasu trwania choroby na cztery równe co do ilości obserwacji

grupy wykorzystano metodę kwartylową. Wartość minimalna czasu trwania choroby wynosiła 1 rok, a wartość maksymalna 33 lata, wobec czego górna granica dolnego kwartyla wyniosła 5 lat, dla środkowego kwartyla było to 10 lat, zaś kwartyla górnego 15 lat. Czwartą grupę obserwacji stanowili pacjenci chorujący dłużej niż 15 lat. Dane demograficzne oraz kliniczne pacjentów według czasu trwania choroby zostały zaprezentowane w tabeli 3.

Średnia wieku w grupie pacjentów, których czas trwania choroby zawierał się w granicach 1-5 lat, wyniosła 49,70 ±14,96 lat, w grupie o czasie trwania RZS mieszczącym się w zakresie 6-10 lat było to 51,71 ±11,37 lat, w trzeciej grupie, reprezentowanej przez osoby chorujące na RZS pomiędzy 11 a 15 lat, średnia wieku wyniosła 58,55 ±7,61 lat, zaś w grupie chorującej powyżej 15 lat – 59,5 ±10,84 lat. Średnie BMI w grupie o czasie trwania RZS do 5 lat wyniosło 24,22 ±3,34 kg/m^2, w grupie chorującej pomiędzy 6 a 10 lat – 24,48 ±3,23 kg/m^2, w grupie reprezentującej osoby o czasie trwania choroby z zakresu 11-15 lat – 23,56 ±2,57 kg/m^2, a w grupie o czasie trwania RZS powyżej 15 lat – 25,77 ±4,67 kg/m^2. Średni czas trwania choroby w grupie osób chorujących do 5 lat wynosił 3,38 ±1,31 lat, w grupie pacjentów chorujących pomiędzy 6 a 10 lat średni czas trwania RZS wynosił 8,13 ±1,7 lat, w grupie osób o czasie trwania RZS pomiędzy 11 a 15 lat pacjenci średnio chorowali 12,27 ±1,42 lat, natomiast u osób chorujących powyżej 15 lat średni czas trwania RZS wynosił 25,79 ±4,95 lat.

TABELA 10.3. Średnie wartości ±SD parametrów biochemicznych i demograficznych pacjentów według czasu trwania RZS (N = 66)

Czas trwania choroby	1-5 lat	6-10 lat	11-15 lat	> 15 lat
Wiek (lata)	49,7 ±14,96	51,71 ±11,37	58,55 ±7,61	59,5 ±10,84
BMI (kg/m^2)	24,22 ±3,34	24,48 ±3,23	23,56 ±2,57	25,77 ±4,67
Czas trwania choroby (lata)	3,38 ±1,31	8,13 ±1,7	12,27 ±1,42	25,79 ±4,95
OB (mm/h)	46,55 ±27,34	39,38 ±20,84	36,27 ±17,46	39,38 ±28,26
CRP (mg/L)	23,36 ±20,04	15,08 ±13,31	20,92 ±14,95	16,6 ±12,6
Erytrocyty (x 10^{12}/L)	4,33 ±0,39	4,51 ±0,61	4,4 ±0,44	4,46 ±0,74
Leukocyty (x 10^9/L)	7,13 ±2,41	7,44 ±1,93	7,66 ±3,38	6,65 ±1,7
Trombocyty (x 10^9/L)	272,7 ±84,5	274,46 ±77,51	240,45 ±50,4	333,36 ±199,73

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Szybkość opadania czerwonych krwinek w grupie pacjentów chorujących do 5 lat była równa 46,55 ±27,34 mm/h, w grupie osób o czasie trwania choroby zawartym w zakresie 6-10 lat średnie OB wyniosło 39,38 ±20,84 mm/h, w grupie osób chorujących pomiędzy 11 a 15 lat średnia wartość OB wyniosła 36,27 ±17,46 mm/h, a w grupie osób chorujących powyżej 15 lat – 39,38 ±28,26 mm/h. Stężenie białka CRP w grupie pacjentów chorujących do 5 lat wyniosło średnio 23,36 ±20,04 mg/L,

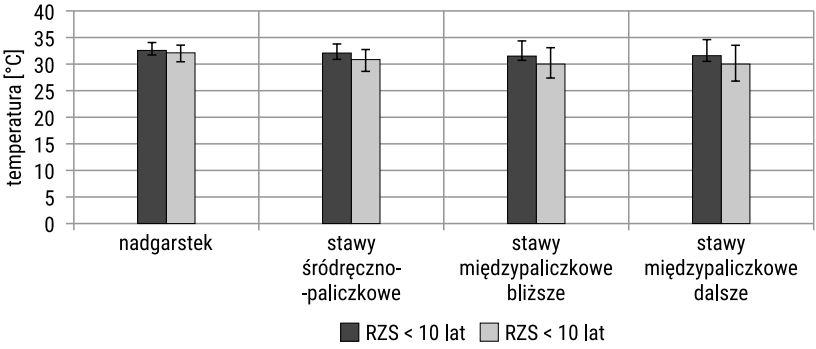
w grupie o czasie trwania choroby z zakresu 6-10 lat – 15,08 ±13,31 mg/L, w grupie o czasie trwania choroby pomiędzy 11 a 15 lat – 20,92 ±14,95 mg/L, zaś u osób chorujących powyżej 15 lat – 16,60 ±12,60 mg/L. Liczba czerwonych krwinek we krwi pacjentów chorujących na RZS do 5 lat wynosiła średnio 4,33 ±0,39 · 10^{12}/L, w grupie reprezentującej czas trwania choroby z zakresu 6-10 lat było to 4,51 ±0,61 · 10^{12}/L, w grupie o czasie trwania choroby z zakresu 11-15 lat średnia liczba czerwonych krwinek wyniosła 4,40 ±0,44 · 10^{12}/L, zaś w grupie pacjentów chorujących na RZS powyżej 15 lat – 4,46 ±0,74 · 10^{12}/L. Stężenie białych krwinek w grupie osób o czasie trwania RZS do 5 lat wyniosło 7,13 ±2,41 · 10^{9}/L, w grupie pacjentów, w której czas trwania choroby zawarty był w zakresie 6-10 lat stężenie to wyniosło 7,44 ±1,93 · 10^{9}/L, w grupie o czasie trwania RZS z zakresu 11-15 lat – 7,66 ±3,38 · 10^{9}/L, natomiast w grupie pacjentów chorujących na RZS powyżej 15 lat – 6,65 ±1,70 · 10^{9}/L. Liczba płytek krwi wyniosła średnio: w grupie o czasie trwania choroby do 5 lat – 272,70 ±84,50 · 10^{9}/L, w grupie pacjentów o czasie trwania choroby z zakresu 6-10 lat – 274,46 ±77,51 · 10^{9}/L, w grupie, w której czas trwania RZS pacjenta zawarty był w zakresie 11-15 lat – 240,45 ±50,40 · 10^{9}/L, zaś w grupie pacjentów chorujących na RZS powyżej 15 lat – 333,36 ±199,73 · 10^{9}/L. Średnie wartości parametrów klinicznych służących do oceny aktywności choroby oraz stopnia uszkodzenia stawów zostały zaprezentowane w tabeli 10.4.

TABELA 10.4. Średnie wartości ±SD parametrów klinicznych pacjentów z RZS według czasu trwania choroby

Czas trwania choroby	1-5 lat	6-10 lat	11-15 lat	>15 lat
DAS28	5,3 ±0,62	5,5 ±0,59	5,58 ±0,70	5,58 ±0,57
Liczba bolesnych stawów	8 ±3	8 ±3	7 ±3	8 ±2
Liczba obrzękniętych stawów	5 ±2	6 ±2	5 ±2	5 ±2

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W grupie osób chorujących na RZS do 5 lat średni DAS28 wyniósł 5,30 ±0,62, przy liczbie bolesnych stawów 8 ±3 oraz liczbie obrzękniętych stawów 5 ±2. W grupie pacjentów, których czas trwania choroby zawarty był w zakresie 6-10 lat, średnia wartość DAS28 wyniosła 5,50 ±0,59, liczba bolesnych stawów 8 ±3, a obrzękniętych 6 ±2. W grupie reprezentującej czas trwania RZS z zakresu 11-15 lat pacjenci charakteryzowali się wartością DAS28 równą średnio 5,58 ±0,70, przy liczbie bolesnych stawów 7 ±3 i liczbie obrzękniętych stawów 5 ±2. U osób chorujących na RZS powyżej 15 lat średni DAS28 wyniósł 5,58 ±0,57, średnia liczba bolesnych stawów 8 ±2, zaś średnia liczba obrzękniętych stawów 5 ±2. Porównanie temperatur przebadanych stawów ręki ze względu na czas trwania RZS przedstawiono na rysunku 10.3.



RYSUNEK 10.3. Średnie wartości ±SD temperatury ręki pacjentów z RZS ze względu na czas trwania choroby

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Statystycznie istotne różnice temperatur zanotowano w stawach śródręczno-paliczkowych oraz międzypaliczkowych bliższych pomiędzy pacjentami chorującymi krócej niż 10 lat oraz dłużej niż 10 lat przy $p < 0,05$, przy czym wartości temperatury były wyższe u pacjentów chorujących krócej niż 10 lat. Temperatura w stawach śródręczno-paliczkowych w grupie osób chorujących krócej niż 10 lat wynosiła średnio 32,1 ±1,8°C, natomiast w grupie osób chorujących dłużej niż 10 lat średnio 30,7 ±2,0°C. W stawach międzypaliczkowych bliższych u osób z RZS trwającym poniżej 10 lat średnia temperatura wynosiła 31,6 ±2,7°C, zaś w grupie powyżej 10 lat 30,1 ±2,8°C. Dla stawu nadgarstkowego oraz stawów międzypaliczkowych dalszych zmierzone wartości temperatur były również wyższe w grupie osób chorujących krócej niż 10 lat, jednak nie wystąpiły różnice istotne statystycznie. Wystąpienie istotnie niższych temperatur wyżej wymienionych stawów u osób chorujących dłużej niż 10 lat może świadczyć o inhibicji choroby wynikającej z dłuższej terapii skierowanej przeciw cytokinom prozapalnym bądź z procesami degeneracji tkanek miękkich w obrębie stawu w toku choroby.

10.3.3. Wyniki pomiarów termowizyjnych ze względu na płeć pacjenta

Porównano wzorce termiczne tkanek pacjentów z RZS pomiędzy kobietami a mężczyznami. Charakterystyka kliniczna oraz demograficzna kobiet i mężczyzn została przedstawiona w tabeli 10.5.

TABELA 10.5. Średnie wartości ±SD parametrów biochemicznych i demograficznych pacjentów według płci (N = 66)

Parametr	Płeć	
	Kobiety	Mężczyźni
Wiek (lata)	53,55 ±12,86	55,44 ±9,25
BMI (kg/m^2)	24,42 ±3,64	25,2 ±2,49
Czas trwania choroby (lata)	11,04 ±8,62	10,67 ±7,81
OB (mm/h)	40,76 ±24,1	42,33 ±23,19
CRP (mg/L)	19,03 ±15,81	16,67 ±16,16
Erytrocyty (x 10^{12}/L)	4,38 ±0,55	4,74 ±0,48
Leukocyty (x 10^9/L)	7,1 ±2,01	8,06 ±3,7
Trombocyty (x 10^9/L)	288,62 ±119,13	226,22 ±33,31

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

W grupie kobiet średnia wieku wyniosła 53,55 ±12,86 lat, zaś w grupie mężczyzn 55,44 ±9,25 lat. Średnie BMI wyniosło w grupie kobiet 24,42 ±3,64 kg/m^2, w grupie mężczyzn zaś 25,20 ±2,49 kg/m^2. Kobiety chorowały średnio 11,04 ±8,62 lat, mężczyźni – 10,67 ±7,81 lat. Szybkość opadania czerwonych krwinek w grupie kobiet wyniosła średnio 40,76 ±24,10 mm/h, w grupie mężczyzn średnio 42,33 ±23,19 mm/h. Liczba erytrocytów we krwi kobiet wynosiła średnio 4,38 ±0,55 · 10^{12}/L, we krwi mężczyzn średnio 4,74 ±0,48 · 10^{12}/L. Liczba leukocytów u kobiet wynosiła średnio 7,10 ±2,01 · 10^9/L, u mężczyzn średnio 8,06 ±3,70 · 10^9/L. Trombocyty we krwi kobiet znajdowały się w średniej ilości 288,62 ±119,13 · 10^9/L, zaś u mężczyzn 226,22 ±33,31 · 10^9/L. Średnie wartości parametrów klinicznych służące do oceny aktywności choroby oraz stopnia uszkodzenia stawów zostały zaprezentowane w tabeli 10.6.

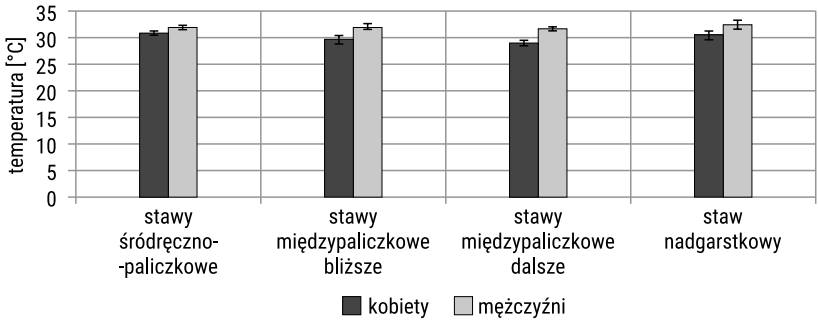
TABELA 10.6. Średnie wartości ±SD parametrów klinicznych pacjentów z RZS według płci (N = 66)

	Kobiety	Mężczyźni
DAS28	5,47 ±0,62	5,45 ±0,53
Liczba bolesnych stawów	8 ±3	8 ±3
Liczba obrzękniętych stawów	5 ±2	5 ±2

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Średnia wartość wskaźnika DAS28 w grupie kobiet wyniosła 5,47 ±0,62, przy liczbie bolesnych stawów 8 ±3 i liczbie obrzękniętych stawów 5±2. W grupie mężczyzn aktywność choroby oceniana w skali DAS28 utrzymywała się średnio na poziomie 5,45 ±0,53, przy liczbie bolesnych stawów 8 ±3 i liczbie obrzękniętych stawów 5 ±2.

Porównanie temperatur stawów ręki między kobietami i mężczyznami przedstawiono na rysunku 10.4.



RYSUNEK 10.4. Średnie wartości temperatury ręki ze względu na płeć

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Wyższe temperatury stawów ręki zaobserwowano dla płci męskiej, przy czym różnice istotne statystycznie wystąpiły w stawach międzypaliczkowych dalszych. Średnia temperatura tych stawów u kobiet wynosiła 29,1 ±0,4°C, zaś u mężczyzn 31,6 ±0,4°C. Wyniki te można uzasadnić wyższym tempem metabolizmu mężczyzn. Przypuszczalnie ze względu na właściwości termoizolacyjne podskórnej tkanki tłuszczowej jej relatywnie grubsza warstwa u płci żeńskiej wpływa na odczyt temperatury stawu za pomocą kamery termowizyjnej.

10.3.4. Porównanie średnich wyników otrzymanych za pomocą termografii pasywnej pomiędzy pacjentami z RZS a osobami zdrowymi

Aby zweryfikować możliwości termografii pasywnej w zakresie diagnozowania zmian zapalnych w reumatoidalnym zapaleniu stawów przeprowadzono porównanie temperatur stawów ręki wszystkich przebadanych chorych na RZS i osób zdrowych. Charakterystyka demograficzna oraz kliniczna grupy kontrolnej i grupy badawczej została przedstawiona w tabeli 10.7.

TABELA 10.7. Średnie wartości ±SD parametrów biochemicznych i demograficznych pacjentów oraz osób zdrowych (N = 66)

Parametr	Pacjenci z RZS	Osoby zdrowe
Wiek (lata)	53,8 ±12,41	44,4 ±13
BMI (kg/m^2)	24,52 ±3,50	26,2 ±4,4

Parametr	Pacjenci z RZS	Osoby zdrowe
Czas trwania choroby (lata)	10,99 ±8,47	0 ±0
OB (mm/h)	40,96 ±23,82	18,19 ±6,4
CRP (mg/L)	18,72 ±15,75	3,05 ±1,3
Erytrocyty (x 10^{12}/L)	4,43 ±0,55	4,35 ±0,53
Leukocyty (x 10^{9}/L)	7,22 ±2,28	5,12 ±2,45
Trombocyty (x 10^{9}/L)	280,48 ±113,54	277,62 ±88,23

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

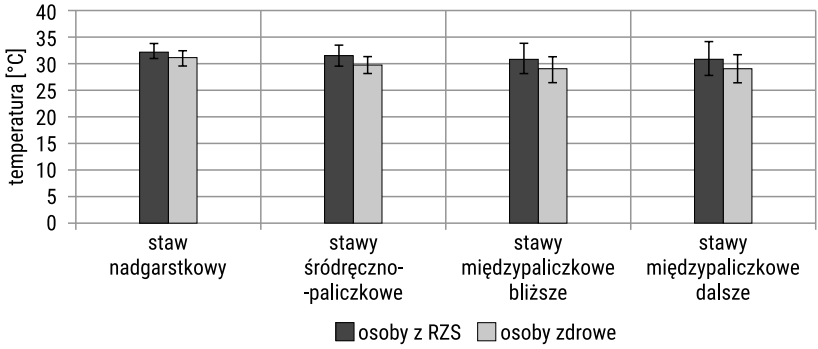
Średnia wieku w grupie pacjentów z RZS wynosiła 53,80 ±12,41 lat. W grupie osób zdrowych było to 44,4 ±13,0 lat. Średnie BMI w grupie badawczej wyniosło 24,52 ±3,50 kg/m^2, w grupie kontrolnej zaś 26,2 ±4,4 kg/m^2. Pacjenci chorowali na RZS średnio 10,99 ±8,47 lat, szybkość opadania czerwonych krwinek wynosiła średnio 40,96 ±23,82 mm/h, natomiast stężenie białka CRP 18,72 ±15,75 mg/l. Stężenie erytrocytów wynosiło w tej grupie średnio 4,43 ±0,55 · 10^{12}/L, leukocytów 7,22 ±2,28 · 10^{9}/L, zaś płytek krwi – 280,48 ±113,54 · 10^{9}/L. Średnie wartości parametrów klinicznych służące do oceny aktywności choroby oraz stopnia uszkodzenia stawów zostały zaprezentowane w tabeli 10.8.

TABELA 10.8. Średnie wartości ±SD parametrów klinicznych pacjentów z RZS oraz osób zdrowych

	Pacjenci z RZS	Osoby zdrowe
DAS28	5,47 ±0,61	1,99 ±0,26
Liczba bolesnych stawów	8,04 ±2,76	0 ±0
Liczba obrzękniętych stawów	5,42 ±2,07	0 ±0

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

U pacjentów z RZS średnia wartość wskaźnika DAS28 wynosiła 5,47 ±0,61. Liczba bolesnych i obrzękniętych stawów wynosiła średnio odpowiednio 8,04 ±2,76 i 5,42 ±2,07. Grupa kontrolna charakteryzowała się brakiem bólu i obrzęku w stawach, zatem średnia wartość DAS28 w tej grupie, 1,99 ±0,26, znalazła się w zakresie odpowiadającym remisji choroby. Średnie wartości temperatury stawów ręki, nadgarstkowego, stawów śródręczno-paliczkowych oraz stawów międzypaliczkowych bliższych i dalszych, uzyskane dla przebadanej grupy pacjentów z RZS oraz zdrowych uczestników zostały zaprezentowane na rysunku 10.5.



RYSUNEK 10.5. Porównanie temperatury stawów ręki osób zdrowych i pacjentów z RZS

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Na podstawie analiz termogramów zaobserwowano, że średnia temperatura stawu nadgarstkowego oraz stawów śródręczno-paliczkowych jest w sposób istotny statystycznie wyższa w grupie pacjentów z RZS w porównaniu z grupą osób zdrowych ($p < 0,05$). W grupie osób z RZS średnia temperatura stawu nadgarstkowego wynosiła 32,4 ±1,5°C, zaś w grupie osób zdrowych 31,2 ±1,3°C. Z kolei w stawach śródręczno-paliczkowych średnia temperatura u osób z RZS wynosiła 31,5 ±2,0°C, a u osób zdrowych 30,0 ±1,7°C. W przypadku stawów międzypaliczkowych bliższych oraz stawów międzypaliczkowych dalszych również zaobserwowano temperatury wyższe u osób z RZS w porównaniu z grupą kontrolną, jednak nie były to różnice istotne statystycznie ($p < 0,05$).

10.4. Dyskusja

Przed wykonaniem eksperymentu zwrócono szczególną uwagę na czynniki wpływające na wynik pomiaru termowizyjnego u człowieka, uwzględniając ich trzy podstawowe grupy: środowiskowe, indywidualne oraz techniczne. Do czynników środowiskowych należą: temperatura otoczenia, wielkość pomieszczenia, wilgotność względna, ciśnienie atmosferyczne oraz inne poza obiektem badanym źródła promieniowania. Najistotniejszym parametrem w przypadku badań z udziałem człowieka jest temperatura otoczenia, przy czym należy wziąć pod uwagę rodzaj rozpoznawanego schorzenia w przeprowadzanym badaniu. Bagavathiappan i in. [4] zalecają stosowanie niskich temperatur przy identyfikacji stanów zapalnych. Wartość sugerowana według większości doniesień mieści się w zakresie pomiędzy 18-25°C. Argumentowane jest to ryzykiem wystąpienia dreszczy w przypadku niższych temperatur oraz poceniem się w temperaturach powyżej górnej wartości tego zakresu [5-7]. Uwzględniając przedstawione zalecenia, temperaturę powietrza w niniejszym badaniu dobrano w taki sposób, by mieściła

się ona w przedstawionych granicach i jednocześnie nie zbliżała się do maksymalnej sugerowanej w źródłach literaturowych wartości – wynosiła ona zatem 23°C. W celu zachowania równomiernej temperatury otoczenia zaleca się przeprowadzanie badań w pomieszczeniach o wielkości co najmniej 2 x 3 m, niemniej jednak wskazane jest, aby pomieszczenie to miało większy rozmiar [8]. W związku z tym eksperyment został przeprowadzony w pomieszczeniu o powierzchni większej niż sugerowane minimum; jego rozmiar wynosił 5 x 5 m. Monitorowano również wilgotność względną powietrza (RH) w celu utrzymania jej na ustalonym poziomie 55%. W większości odniesień nie potwierdza się konieczności kontrolowania tego parametru, jednak przeważająca liczba badań przeprowadzana jest dla zakresu 40-70% RH [7, 9]. Zaskakująco często pomijanym czynnikiem jest ciśnienie atmosferyczne, dlatego w tej pracy jego wpływ nie został uwzględniony. Niemniej jednak Gomez [10] zaobserwował znaczący wpływ ciśnienia atmosferycznego na zmierzoną temperaturę skóry dla 730 otrzymanych obrazów termograficznych. W badaniu zredukowano wpływ dodatkowych źródeł promieniowania na wynik eksperymentu, do których należą: okna, nadmuch, kanały grzewcze, rurociągi czy izolacja termiczna pomieszczenia [11].

W rozważaniach dotyczących wpływu masy ciała na zmierzoną temperaturę skóry człowieka należy przede wszystkim uwzględnić termiczne właściwości izolacyjne podskórnej tkanki tłuszczowej [12]. Aspekt ten z punktu widzenia niniejszej pracy ma znaczenie marginalne ze względu na relatywnie niewielką zawartość tkanki tłuszczowej w okolicy stawów ręki w odniesieniu do całego organizmu. Rozpatrując cechy fizjologiczne i anatomiczne człowieka, szczególną uwagę poświęcić należy czynnikom takim jak tempo metabolizmu oraz skórny przepływ krwi, gdyż wpływają one na wymianę ciepła z otoczeniem [13]. Skórny przepływ krwi jest determinowany przez skurcz i rozkurcz naczyń krwionośnych, a proces ten jest kontrolowany przez autonomiczny układ nerwowy [14]. Ze względu na fakt, iż czynnikiem modulującym czynność skurczową i rozkurczową naczyń krwionośnych jest wysiłek fizyczny, w niniejszym badaniu pacjenci zostali poproszeni o spędzenie 15 minut przed rozpoczęciem eksperymentu w pozycji siedzącej, w pomieszczeniu laboratoryjnym.

Aby zminimalizować wpływ czynników technicznych na wynik pomiaru termowizyjnego, należy opracować odpowiedni protokół pomiarowy. Minimalna zdefiniowana rozdzielność wymagana w przypadku badań wykonywanych na ludziach to 320 x 240 [15]. Kamera powinna być ustawiona pod kątem 90° do fotografowanej powierzchni i w odległości 12,5 m (w zależności od zakresu długości fal rejestrowanych przez kamerę).

10.5. Podsumowanie

W wyniku przeprowadzonych analiz zaobserwowano, że średnia temperatura stawu nadgarstkowego oraz stawów śródręczno-paliczkowych ręki jest istotnie statystycznie

wyższa w grupie pacjentów z RZS w porównaniu z grupą osób zdrowych. Potwierdza to założenie, że stan zapalny stawów w RZS przebiega z podwyższoną temperaturą. Podstawowym problemem w diagnostyce stanu zapalnego, opartej na termografii pasywnej, jest wyznaczenie obszaru w obrębie ręki , który odpowiada tkankom miękkim stawu. Realizowane jest to obecnie na podstawie oceny wizualnej kształtu ręki, co w przypadku pomyłki operatora może doprowadzić do nieuwzględnienia błony maziowej bądź zaznaczenia obszaru odpowiadającego tkance kostnej. Kolejnym problemem jest także identyfikacja obszaru zainteresowania (ROI). Zbyt duży obszar ROI może potencjalnie uwzględniać oprócz tkanki chorej również tkankę zdrową, co w przypadku uśredniania temperatur z całego obszaru może doprowadzić do uzyskania wartości zaniżonych. W sytuacji, gdy stan zapalny stanowiłby niewielki procent całego wybranego obszaru, wówczas uśrednianie wyników ROI wybranego w sposób manualny mogłoby doprowadzić do naturalnego zaniku niewielkich, lecz istotnych zmian chorobowych. Zbyt mały obszar z kolei może nie uwzględniać całościowo tkanki objętej stanem zapalnym, co niesie ryzyko pominięcia tkanki objętej procesem chorobowym. Termografia pasywna może być wykorzystana jako narzędzie w diagnostyce RZS pod warunkiem zachowania odpowiednich warunków pomiarowych. Lepszym rozwiązaniem wydaje się być zastosowanie termografii aktywnej oraz wyznaczania obszaru zainteresowania w sposób bardziej precyzyjny niż oferuje to specjalistyczne oprogramowanie kamery FLIR.

Bibliografia

[1] Alamanos Y, Drosos AA. Epidemiology of adult rheumatoid arthritis. *Autoimmunity Reviews*. 2005; 4: 130-136.

[2] Alasaarela E, Suramo I, Tervonen O, Lähde S, Takalo R, Hakala M. Evaluation of humoral head erosions in rheumatoid arthitis: a comparison of ultrasonography, magnetic resonance imaging, computed tomography and plain radiography. *British Journal of Rheumatology*. 1998; 37: 1152-1156.

[3] Aletaha D, Eberl G, Nell VP, Machold KP, Smolen JS. Practical progress in realisation of early diagnosis and treatment of patients with suspected rheumatoid arthritis: results from two matched questionnaires within three years. *Ann Rheum Dis*. 2002; 61: 630-634.

[4] Prichard ML, Daniel PM. Arteriovenous-anastomoses in the human exetrnal ear. *J Anat*. 1956; 90: 309-17.

[5] Ammer K, Ring EFJ. Standard procedures for Infrared Imaging in Medicine. W: Diakides NA, Bronzino JD, red. *Medical Infrared Imaging*. United States: Taylor & Francis. 2007; 22.1-22.14.

[6] International Academy of Clinical Thermology. Thermology guidelines, standards and protocols in clinical thermography imaging. W: International Academy of Clinical Thermology IACT 2002: 1-9.

[7] Mabuchi K, Kanbara O, Genno H, Chinzei T, Haeno S, Kunimoto M. Automatic control of optimum ambient thermal conditions using feedback of skin temperature. *Biomed. Thermol*. 1997; 16: 6-13.

[8] Chiang MF, Lin PW, Lin LF, Chiou HY, Chien CW, Chu SF, Chiu WT. Mass screening of suspected febrile patients with remote-sensing infrared thermography: alarm temperature and optimal distance. *J. Formos. Med. Assoc.* 2008; 107: 937-944.

[9] Ring E, Ammer K. The technique of infrared imaging in medicine. *Thermol. Int.* 2000; 10: 7-14.

[10] Zaproudina N, Ming Z, Hanninen OO. Plantar infrared thermography measurements and low back pain intensity. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2006; 29: 219-223.

[11] PM Gomez Carmona. Influencia de la informacion termografica infrarroja en el protocolo de prevencion de lesiones de un equipo de futbol profesional espanol. Sports Department, Faculty of Sciences for Physical Activity and Sport (INEF). Universidad Politecnica de Madrid, Madrid. 2012.

[12] Fernández-Cuevas I, Marins JCB, Lastras JA, Carmona PMG, Cano SP, García-Concepción MA, Sillero-Quintana M. Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: a review. *Infrared Physics & Technology*. 2015; 71: 28-55.

[13] Glickman-Weiss EL, Hearon CM, Nelson AG, Kime J. Relationship between thermoregulatory parameters and DEXA-estimated regional fat. *Wild. Environ. Med.* 1996; 7: 19-27.

[14] Deng ZS, Liu J. Mathematical modeling of temperature mapping over skin surface and its implementation in thermal disease diagnostics. *Comput. Biol. Med*. 2004; 34: 495-521.

[15] Charkoudian N. Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why. *Mayo Clinic Proceedings, Mayo Clinic*. 2003; 78: 603-612.

[16] Sands WA, McNeal JR, Stone M. Thermal imaging and gymnastics injuries: a means of screening and injury identification. *Sci. Gymnast. J*. 2011; 3: 5-12.

Streszczenie

Reumatoidalne zapalenie stawów (RZS) jest najpowszechniejszą na świecie zapalną chorobą tkanki łącznej o podłożu autoimmunologicznym. W związku z ograniczeniami istniejących metod postanowiono zweryfikować, czy termografia pasywna może być wykorzystana w diagnostyce reumatoidalnego zapalenia stawów, a także zbadano zależność wyników termografii w odniesieniu do wybranych czynników. Za pomocą termografii pasywnej przebadano grupę 66 pacjentów z RZS oraz 105 osób zdrowych, które stanowiły grupę kontrolną. Badania termowizyjne pacjentów wykonywano za pomocą kamery termowizyjnej FLIR E60bx. Analizie poddano rozkłady temperatur w stawach ręki w następujących obszarach anatomicznych: staw nadgarstkowy, staw śródręczno-paliczkowy kciuka, staw międzypaliczkowy kciuka, stawy śródręczno-paliczkowe, stawy międzypaliczkowe bliższe oraz stawy międzypaliczkowe dalsze. Badano zależności wartości temperatury od wieku pacjenta, czasu trwania choroby i płci. Wyższe wartości temperatury w przypadku wszystkich przebadanych stawów zaobserwowano w grupie pacjentów w wieku 65 lat lub starszych. Istotne statystycznie różnice temperatur zanotowano w stawach śródręczno-paliczkowych oraz międzypaliczkowych bliższych pomiędzy pacjentami chorującymi krócej niż 10 lat oraz dłużej niż 10 lat, przy czym wartości temperatury były wyższe u pacjentów chorujących krócej niż 10 lat. Średnia wartość wskaźnika DAS28 w grupie kobiet wyniosła 5,47 ±0,62, a w grupie mężczyzn 5,45 ±0,53. Zaobserwowano, że średnia temperatura stawu nadgarstkowego

oraz stawów śródręczno-paliczkowych jest w sposób istotny statystycznie wyższa w grupie pacjentów z RZS w porównaniu z grupą osób zdrowych ($p < 0,05$). W przypadku stawów międzypaliczkowych bliższych oraz stawów międzypaliczkowych dalszych również zaobserwowano temperatury wyższe u osób z RZS w porównaniu z grupą kontrolną, jednak nie były to różnice istotne statystycznie ($p > 0,05$). Termografia pasywna może być wykorzystywana jako narzędzie w diagnostyce RZS pod warunkiem zachowania odpowiednich warunków pomiarowych.

Słowa kluczowe: reumatoidalne zapalenie stawów, termowizja pasywna, temperatura

Rozdział 11
Analiza danych medycznych w oparciu o zaawansowane badania eksploracyjno-statystyczne

Małgorzata ZDRODOWSKA[*], Anna KASPERCZUK[**], Agnieszka DARDZIŃSKA-GŁĘBOCKA[***]

11.1. Wprowadzenie

Nowoczesna medycyna nie jest w stanie obejść się zarówno bez statystyki, jak i zaawansowanej eksploracji wiedzy. Co więcej, zakres analizy danych medycznych wciąż się rozszerza. Same metody statystyczne odnoszą się głównie do testów statystycznych i technik obliczeniowych. Zasadne jest zatem ich połączenie z metodami eksploracyjnymi, które mają na celu wyłowienie charakterystycznych cech, nierzadko ukrytych, w medycznych bazach danych, celem usprawnienia procesów diagnostycznych. W pracy zaproponowano sposób połączenia wspomnianych dwóch podejść do analizy danych polegający na wykorzystaniu metod statystycznych w celu poszukiwania istotnie ważnej wiedzy, którą następnie bezpośrednio aplikuje się do metod eksploracji.

Proces analizowania danych w celu uzyskania wiedzy nazywany jest eksploracją danych (ang. *data mining*). Jednym z istotnych działów eksploracji danych jest klasyfikacja, która sprowadza się do poszukiwania metody podziału obserwacji na klasy na podstawie ich cech [1, 2, 3, 4]. Analiza danych umożliwia wydobywanie ukrytej wiedzy zawartej w bazach medycznych. Jest to niezmiernie istotne, biorąc pod uwagę poszukiwanie symptomów oraz różnorodnych czynników warunkujących powstawanie schorzeń czy też umożliwiających odróżnienie podobnych jednostek chorobowych. Powstał szereg metod wpisujących się w dwie główne dziedziny drążenia danych tj. statystykę [1, 2] oraz eksplorację danych [3, 4]. Niektórzy naukowcy starają się łączyć te dwie metody, używając dodatkowo modeli probabilistycznych w celu

[*] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: m.zdrodowska@pb.edu.pl

[**] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: a.kasperczuk@pb.edu.pl

[***] Politechnika Białostocka, Instytut Inżynierii Biomedycznej, Wiejska 45C, 15-351 Białystok, e-mail: a.dardzinska@pb.edu.pl

wzbogacenia wyników i wniosków [5]. Wyniki przeprowadzanych badań wskazują, że sposób połączenia wspomnianych dwóch podejść do analizy danych, polegający na wykorzystaniu metod statystycznych w celu poszukiwania istotnie ważnej wiedzy, którą następnie bezpośrednio aplikuje się do metod eksploracji, daje ogromne korzyści związane z możliwością pozyskania nowej wiedzy, nierzadko ukrytej, o badanym zjawisku [2]. Korzystanie z metod analizy danych prowadzi do tworzenia systemów informacyjnych, w których gromadzone dane można wykorzystać do dalszych procesów eksploracji wiedzy, wskazując na konkretne cechy, jakie można zmienić lub zmodyfikować, np. w procesie leczenia, aby doprowadzić do poprawy stanu zdrowia pacjenta [3].

11.2. Materiał i metody

Analizie poddano rzeczywiste dane medyczne pobrane z repozytorium UCI (*Machine Learning and Intelligent Systems at the University of California, Irvine*) [6]. Wykorzystany w pracy zbiór danych, *Breast Cancer Coimbra*, zawiera dane ilościowe wskazujące na wystąpienie raka piersi [7]. Kobiety ze zdiagnozowanym rakiem piersi rekrutowane były z Oddziału Ginekologicznego Uniwersyteckiego Centrum Szpitalnego w Coimbra w latach 2009-2013. Dla każdej pacjentki postawiono diagnozę na podstawie mammografii, a następnie potwierdzono ją histologicznie. Wszystkie próbki były zebrane przed operacją oraz leczeniem. Zdrowych ochotników płci żeńskiej wybrano i zakwalifikowano do badania jako próbki kontrolne.

Dane wraz z obliczonymi podstawowymi statystykami zamieszczono w tabelach w niniejszym rozdziale. Tabele 11.1 i 11.2 zawierają informacje dotyczące odpowiednio grupy kontrolnej (osoby zdrowe) i pacjentów (osoby chore). Zgromadzone dane medyczne przedstawiono w postaci następujących zmiennych [7]:

- wiek (lata) – wiek badanej;
- BMI (kg/m^2) – wskaźnik masy ciała (ang. *Body Mass Index*);
- glukoza (mg/dL) – poziom cukru w surowicy;
- insulina (μU/ml) – poziom cukru w surowicy;
- HOMA – wskaźnik insulinooporności i hiperinsulinemii, obliczany za pomocą poniższej formuły:
  HOMA = [insulinemia na czczo (mU/ml) x glikemia na czczo (mmol/l)]/22,5 (11.1);
- leptyna (ng/ml) – hormon wytwarzany głównie w białej tkance tłuszczowej (podskórnej), odpowiedzialny z uczucie sytości;
- adiponektyna (μg/ml) – hormon wpływający na szereg przemian metabolicznych, w tym przemianę glukozy i kwasów tłuszczowych, pośrednio wpływając na wrażliwość insuliny;
- rezystyna (ng/ml) – związek wyzwalający insulinooporność komórek;
- MCP.1 (pg/dL) – białko chemotaktyczne monocytów.

TABELA 11.1. Statystyki dotyczące próby kontrolnej (N = 52)

Zmienna	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Wiek (lata)	58,0769	24,00000	89,000	18,9580
BMI (kg/m^2)	28,3173	18,67000	38,579	5,4275
Glukoza (mg/dL)	88,2308	60,00000	118,000	10,1915
Insulina (μU/ml)	6,9338	2,70700	26,211	4,8598
HOMA	1,5524	0,46741	7,112	1,2183
Leptyna (ng/ml)	26,6379	4,31100	83,482	19,3347
Adiponektyna (μg/ml)	10,3282	2,19428	38,040	7,6313
Rezystyna (ng/ml)	11,6148	3,29175	82,100	11,4471
MCP.1 (pg/dL)	499,7307	45,84300	1256,083	29,2242

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

TABELA 11.2. Statystyki grupy osób chorych (N = 64)

Zmienna	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Wiek (lata)	56,6719	34,00000	86,000	13,4932
BMI (kg/m^2)	26,9847	18,37000	37,109	4,6204
Glukoza (mg/dL)	105,5625	70,00000	201,000	26,5574
Insulina (μU/ml)	12,5132	2,43200	58,460	12,3177
HOMA	3,6233	0,50794	25,050	4,5889
Leptyna (ng/ml)	26,5965	6,33390	90,280	19,2125
Adiponektyna (μg/ml)	10,0612	1,65602	33,750	6,1895
Rezystyna (ng/ml)	17,2538	3,21000	55,215	12,6370
MCP.1 (pg/dL)	563,0165	90,09000	1698,440	38,4002

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Pierwszy etap analizy dotyczył badania normalności rozkładu w celu dobrania odpowiednich testów istotności. Polegało to na doborze optymalnej liczebności próby na podstawie analizy mocy testu statystycznego, wyborze testu o największej mocy i ostatecznie analizie normalności rozkładu zmiennych objaśniających. Wybór testu normalności o największej mocy polegał na przeprowadzeniu dwóch symulacji obliczeniowych. Pierwsza z nich polegała na porównaniu mocy analizowanych testów normalności rozkładu dla kilku poziomów liczebności próby. Druga opierała się na analizie numerycznej z zastosowaniem metody Monte Carlo [8]. W drugim etapie uwzględniono do dalszej analizy jedynie test, który okazał się posiadać największą moc, w celu potwierdzenia jego skuteczności.

W celu zbadania normalności rozkładu zastosowano test Shapiro-Wilka (test charakteryzujący się największą mocą) [9]. Jednorodność wariancji testowano za pomocą testu Levene'a [1].

Drugi etap badań dotyczył analizy danych medycznych za pomocą testów istotności, a tym samym znalezienia symptomów, które istotnie różnią się w analizowanych grupach. Z uwagi na brak spełnienia założeń stosowano test nieparametryczny Manna Whitneya [10].

11.2.1. Algorytmy klasyfikujące

Trzecim etapem badań była analiza *data mining*, czyli klasyfikacja danych wykonana za pomocą oprogramowania WEKA (wersja 3.8.4., Machine Learning Group, University of Waikato, Nowa Zelandia) [19]. Klasyfikacji dokonano dla trzech modeli. Pierwszy z nich zawierał wszystkie dostępne zmienne (9 zmiennych), drugi jedynie zmienne, których różnica jest statystycznie istotna (4 zmienne: glukoza, insulina, HOMA, rezystyna), zaś trzeci zmienne wyodrębnione przy pomocy selekcji cech – test chi-kwadrat (3 zmienne: glukoza, HOMA, wiek). Do klasyfikacji zastosowano klasyfikatory J48, PART oraz regresję logistyczną (wybrane z uwagi na ich dużą dokładność), które ocenione zostały za pomocą miar ACC (dokładność) oraz AQM (Action Quality Measure) [11, 12].

11.2.1.2. Algorytm J48 (C4.5)

Algorytm J48 jest jednym z najczęściej wykorzystywanych algorytmów będących implementacją algorytmu drzew decyzyjnych C4.5. Algorytm C4.5 rekurencyjnie przechodzi przez wszystkie węzły, wybierając dopuszczalny podział, dopóki dalsze podziały są możliwe. Budowa drzewa rozpoczyna się od pojedynczego węzła, który reprezentuje wszystkie przypadki. Jeżeli wszystkie przypadki należą do tej samej klasy, to węzeł ten jest liściem oznaczonym etykietą danej klasy, a jeżeli nie, to wybierany jest kolejny atrybut, który najlepiej rozdziela przykłady w poszczególne klasy. Proces kończy się w momencie, gdy wszystkie lub większość przykładów w węźle należą do tej samej klasy, gdy nie ma już atrybutów nadających się do podziału obiektów oraz gdy wszystkie obiekty zostały już zakwalifikowane. Po zakończeniu pracy algorytmu stosowane może być przycinanie drzewa, czyli usuwanie gałęzi, które mogą reprezentować dane nieistotne [11, 12].

11.2.1.3. Algorytm PART

Kluczem algorytmu PART jest budowa częściowego drzewa decyzyjnego, na podstawie którego jest odkrywana wiedza w postaci reguł. Drzewo częściowe jest zwykłym drzewem decyzyjnym, podlegającym operacjom konstruowania i przycinania aż do momentu znalezienia stabilnego poddrzewa, którego w dalszym etapie nie da się uprościć. Gdy tylko zostanie odnalezione drzewo częściowe, konstruowana jest reguła, zaś drzewo odrzucane. Pozwala to uniknąć generalizacji reguł i nadmiernego rozbudowywania poddrzewa, jak dzieje się w przypadku

budowania reguł naiwnymi metodami. Wykorzystując metodę rozdzielania i zwyciężania w drzewach decyzyjnych, zwiększa się wrażliwość i szybkość algorytmu wydobywającego regułę. Algorytm ten nie wymaga optymalizacji danych [11, 12].

11.2.1.4. Regresja logistyczna

Regresja logistyczna jest jedną z metod klasyfikacji, która może być wykorzystywana w sytuacji, gdy zmienna decyzyjna jest dychotomiczna, czyli przyjmuje dwie wartości, np. zdrowy (0), chory (1). Z tego względu regresja logistyczna jest bardzo popularna w badaniu danych medycznych. Równanie regresji logistycznej określa prawdopodobieństwo wystąpienia danego zdarzenia dla wartości zmiennych wprowadzonych do modelu regresji logistycznej i opisane jest następującą formułą [11, 12, 13]:

$$P\left(Y=1\middle|x_1,x_2,...,x_k\right)=\frac{e^{a0+\sum_{i=1}^{k}a_ix_i}}{1+e^{a0+\sum_{i=1}^{k}a_ix_i}} \tag{11.2}$$

gdzie:

- $P\left(Y=1\middle|x_1,x_2,...,x_k\right)$ – warunkowe prawdopodobieństwo, że zmienna zależna Y przyjmie wartość równą 1 dla wartości zmiennych niezależnych x_1, x_2, ... ,x_n;
- a_0 – stała;
- a_1,a_2, ... ,xa_k – współczynniki regresji dla poszczególnych zmiennych niezależnych,;
- x_1, x_2, ... ,x_k – zmienne niezależne (wyjaśniające).

11.2.1.5. Miary jakości do oceny klasyfikatorów

Do oceny powyższych klasyfikatorów zastosowano miarę ACC (*Total Accuracy*), czyli dokładność, która określa prawdopodobieństwo poprawnej klasyfikacji, tj. stosunek poprawnych klasyfikacji do wszystkich klasyfikacji [12, 14, 15, 16]:

$$ACC=\frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN} \tag{11.3}$$

gdzie:

- *TP* – True Positive – liczba obserwacji poprawnie zaklasyfikowanych do klasy pozytywnej;
- *TN* – True Negative – liczba obserwacji poprawnie zaklasyfikowanych do klasy negatywnej;
- *FP* – False Positive – liczba obserwacji zaklasyfikowanych do klasy pozytywnej, podczas gdy w rzeczywistości pochodzą z klasy negatywnej;
- *FN* – False Negative – liczba obserwacji zaklasyfikowanych do klasy negatywnej, podczas gdy w rzeczywistości pochodzą z klasy pozytywnej.

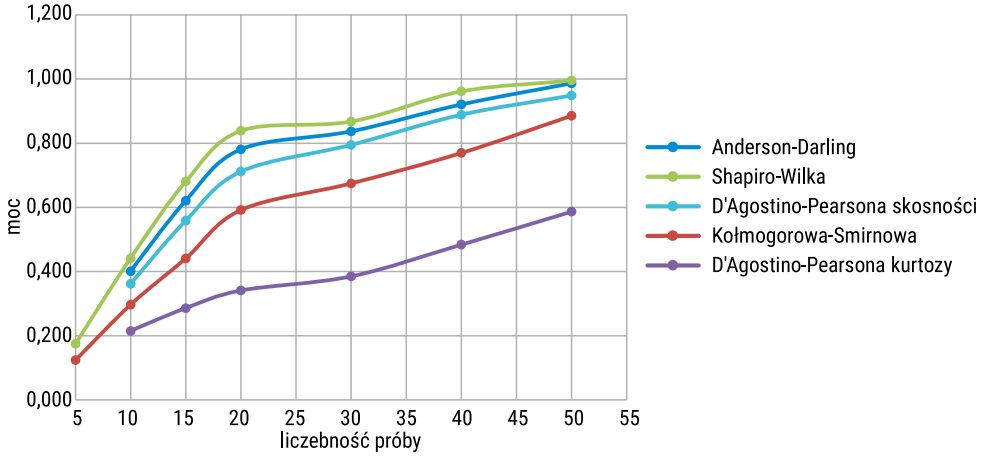
Dodatkowo obliczono wartość zaproponowanej przez autorów miary AQM (*Action Quality Measure*), uwzględniającej wszystkie wyniki z binarnej macierzy pomyłek (zarówno prawdziwie, jak i fałszywie pozytywne i negatywne). Miara ocenia ogólną jakość predykcji modelu i może stanowić alternatywę dla wyżej wspomnianych miar [17].

$$AQM = \frac{(TP - FP) + (TN - FN)}{TP + TN + FP + FN} \tag{11.4}$$

Zaproponowana miara zwraca wartości od do , przy czym współczynnik odpowiada idealnej klasyfikacji, wartość oscylująca w granicach oznacza losowe przypisanie wyniku, zaś oznacza całkowitą niezgodność między prognozą a obserwacją [17].

11.3. Wyniki

Wpływ liczebności próby na moc analizowanych testów normalności rozkładu zbadano przy użyciu oprogramowania Pass Sample Size [20]. Analiza literatury wskazuje, że zadowalająca moc powinna oscylować w granicach 0,8 [21]. Wartość ta w przypadku testu Shapiro-Wilka, który okazał się charakteryzować największą mocą, została już osiągnięta dla próby o wielkości 20. Oznacza to, że podczas eksperymentu liczebność próby na poziomie 20 przypadków jest wystarczająca, by z wysokim prawdopodobieństwem przyjąć lub odrzucić hipotezę o normalności rozkładu badanych zmiennych. W sytuacji liczebności próby wynoszącej 50 przypadków moc testu Shapiro-Wilka wynosi 0,996 (95% CI: 0,990; 0,999), co świadczy o niezwykle wysokiej precyzji omawianego testu (rys. 11.1). W związku z powyższym liczebność próby, zarówno dla grupy badanej, jak i kontrolnej, w przypadku analizowanych danych w niniejszej pracy jest wysoce wystarczająca, by z wysokim prawdopodobieństwem analizować normalność rozkładu zmiennych opisujących badane zjawisko.



RYSUNEK 11.1. Wyniki analizy porównawczej testów normalności rozkładu

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Analiza histogramów oraz wyników testu normalności pozwoliła na ocenę normalności rozkładu zmiennych (na poziomie istotności 0,05). W pierwszej grupie osób zdrowych (grupa kontrolna) jedyną zmienną charakteryzującą się rozkładem normalnym jest „glukoza" (p = 0,39437). W grupie osób zdrowych zmienna „BMI" posiada rozkład normalny (p = 0,13975).

Analiza normalności pozwoliła na dobór właściwych testów istotności, które umożliwiły zbadanie różnic między grupami. Wybrano test U Manna-Whitneya – nieparametryczną alternatywę testu t-Studenta dla prób niezależnych.

Wyniki testu wskazują, że różnica między poziomem glukozy, insuliny, wartości HOMA oraz poziomem rezystyny z obu grup jest statystycznie istotna. Poziom glukozy w grupie chorych jest istotnie wyższy niż w grupie kontrolnej. Poziom insuliny, wartości HOMA i rezystyny jest istotnie wyższy w grupie osób chorych.

W tabelach 11.3-11.5 przedstawiono dokładność poszczególnych klasyfikatorów dla zaproponowanych modeli wraz ze składowymi macierzy pomyłek (*TP, TN, FP, FN*). Tabela 11.6 to zestawienie poprawnie sklasyfikowanych obiektów w poszczególnych modelach.

TABELA 11.3. Mierniki jakości dla modelu 1 (wszystkie zmienne)

Algorytm/Miernik	*TP*	*TN*	*FP*	*FN*	*ACC*	*AQM*
J48	45	35	19	17	68,97%	0,38
PART	45	36	16	19	69,83%	0,40
Regresja logistyczna	48	37	15	16	73,28%	0,47

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

TABELA 11.4. Mierniki jakości dla modelu 2 (zmienne o istotnie statystycznej różnicy)

Algorytm/Miernik	*TP*	*TN*	*FP*	*FN*	*ACC*	*AQM*
J48	47	26	26	17	62,93%	0,26
PART	48	27	25	16	64,66%	0,29
Regresja logistyczna	47	38	17	14	73,28%	0,47

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

TABELA 11.5. Mierniki jakości dla modelu 3 (zmienne wyodrębnione po selekcji cech)

Algorytm/Miernik	*TP*	*TN*	*FP*	*FN*	*ACC*	*AQM*
J48	51	26	26	13	66,38%	0,33
PART	53	26	26	11	68,10%	0,36
Regresja logistyczna	51	37	15	13	75,86%	0,52

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

TABELA 11.6. Zestawienie poprawnie sklasyfikowanych obiektów w badanych modelach

Algorytm/Model	Model I	Model II	Model III
J48	68,97%	62,93%	66,38%
PART	69,83%	64,66%	68,10%
Regresja logistyczna	73,28%	73,28%	75,86%

ŹRÓDŁO: opracowanie własne.

Powyższe wyniki wskazują, że najdokładniejszym klasyfikatorem dla wszystkich modeli okazała się regresja logistyczna, dzięki której osiągnięto dla wszystkich modeli ponad 73% dokładność. Powyższe wyniki wskazują, że najdokładniejszym klasyfikatorem dla wszystkich modeli okazała się regresja logistyczna. Otrzymana dokładność jest zadowalająca. Dla otrzymania lepszego wyniku analiza przeprowadzona powinna zostać na liczniejszej próbie. Miara AQM przyjmowała wartość oscylującą w granicach 0,5, co świadczy o dokładności zbudowanego modelu. Warto również zwrócić uwagę na niewielką różnicę, jeżeli chodzi o dokładność dla modelu zawierającego wszystkie cechy oraz dla modeli po selekcji cech. Regresja logistyczna pozwoliła uzyskać dla modeli II (4 zmienne) taką samą dokładność jak dla modelu I (9 zmiennych), zaś najlepszą dokładność otrzymano w tym przypadku dla modelu III (3 zmienne). Mimo że dla algorytmów J48 i PART otrzymane wyniki są nieznacznie gorsze, to istotna jest tu zasadność stosowania redukcji cech, która nie tylko pozwala zaoszczędzić czas, ale również daje lepsze rezultaty predykcyjne.

11.4. Dyskusja

W pierwszym etapie pracy skupiono się na problemie selekcji cech z wykorzystaniem metod statystycznych. Opracowana metodyka stanowi nowatorskie podejście do zagadnienia eksploracji danych, polegające na wykorzystaniu w dalszych etapach analiz cech istotnie różniących się w analizowanych grupach. Zastosowane testy statystyczne zależały m.in. od typu zmiennych i ich rozkładu. Uzyskane wyniki pozwoliły na wyodrębnienie cech, które istotnie różniły się w analizowanych grupach (na poziomie $\alpha = 0{,}05$). Analiza rzeczywistych danych medycznych pacjentek z rakiem piersi wskazała na pewne istotne statystycznie różnice. Poziom glukozy w grupie chorych jest istotnie wyższy niż w grupie kontrolnej. Poziom insuliny, wartości HOMA i rezystyny jest istotnie wyższy w grupie osób chorych.

Dowody epidemiologiczne wskazują, że kobiety z otyłością, insulinoopornością, zespołem metabolicznym i cukrzycą typu 2, zarówno przed, jak i po menopauzie, są narażone na zwiększone ryzyko rozwoju nowotworu piersi [22]. Jednak wcześniejsze badania sugerują, że związek między otyłością a nowotworem jest silniejszy u kobiet

po menopauzie i wykazują rozbieżne wyniki, gdy brane pod uwagę są kobiety przed menopauzą [23, 24].

Zgodnie z opracowaną metodyką badawczą, w dalszym etapie analizy, dotyczycącej budowy klasyfikatorów, zostały uwzględnione jedynie zmienne, które istotnie różniły się w dwóch grupach. Aktualnie istnieje wiele algorytmów klasyfikacji, które są powszechnie stosowane. Niejednokrotnie trudno wskazać jeden, najlepszy. Stąd też na różnorodnych danych testowane są różne algorytmy, co pozwala na wybór tego, który daje najlepsze rezultaty. Wyniki uzyskane w niniejszej pracy potwierdziły, że wykorzystanie danych zredukowanych (na drodze analizy istotności różnic lub selekcji cech) dają lepsze rezultaty niż przeprowadzanie klasyfikacji na pełnym zbiorze danych. Zbliżone wnioski uzyskano w pracy [17], gdzie zaimplementowano wiedzę pozyskaną na drodze analiz statystycznych. Uzyskane w niniejszej pracy wyniki wskazują, że najlepszym klasyfikatorem okazała się być regresja logistyczna, dzięki której osiągnięto dla wszystkich modeli ponad 73% dokładność. Miara AQM przyjmowała wartość ok. 0,5, co świadczy o dokładności zbudowanego modelu, a tym samym potwierdza, że redukcja cech daje lepsze rezultaty predykcyjne.

11.5. Wnioski

Dzięki rozwojowi technik eksploracji danych zarówno predykcja, jak i diagnostyka wielu chorób możliwe są z coraz większą dokładnością. Medyczne systemy informacyjne posiadają ogromne zasoby danych na temat pacjentów, ich stanu zdrowia i procesów leczenia, jednakże informacje te nabierają znaczenia dopiero wtedy, gdy można określić ich korelacje w stosunku do innych informacji. Tym właśnie zajmują się algorytmy eksploracji danych pozwalające wydobyć ze zbioru danych nową, znaczącą i skorelowaną wiedzę. Są one wykorzystywane szczególnie w celu klasyfikacji chorób i pacjentów, jak również w celach predykcyjnych.

Praca w sposób usystematyzowany przedstawia proces testowania hipotez statystycznych, ukierunkowując czytelnika na testowanie normalności rozkładu. Ponadto poruszone zostały zagadnienia związane z mocą wspomnianych testów oraz jej zależnością od wielkości próby. Dodatkowo praca wskazuje możliwości, jakie daje połączenie metod statystycznych z algorytmami *data mining*.

Zastosowanie w pracy analizy porównawczej najpopularniejszych testów normalności rozkładu pozwoliło wybrać test charakteryzujący się największą mocą oraz wypracowanie optymalnej liczebności próby. Wyniki analiz pozwoliły na testowanie normalności rozkładu z zastosowaniem testu Shapiro-Wilka, którego moc dla wielkości analizowanej próby była niezwykle wysoka. Analiza istotności wykazała, że zmiennymi, które istotnie różniły się między grupą osób chorych i grupą kontrolną były: glukoza, insulina, HOMA oraz rezystyna, co oznacza, że wskaźniki

te są ważne w diagnostyce występowania raka piersi, a dysmetabolizm glukozy może mieć wpływ na rozwój i postęp raka piersi.

Przeprowadzone analizy dotyczące algorytmów klasyfikacji wskazały, że najdokładniejszym klasyfikatorem dla wszystkich modeli okazała się być regresja logistyczna, dzięki której osiągnięto dla wszystkich modeli ponad 73% dokładność. Dodatkowo wykazano, że selekcja cech przeprowadzona poprzez wykorzystanie metod statystycznych poprawia dokładność klasyfikacji, co pozwala m.in. zaoszczędzić czas wstępnych badań, przy jednoczesnym utrzymaniu skuteczności wykrywania choroby na podobnym poziomie.

Bibliografia

[1] Stanisz A. *Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach medycyny, Tom I. Statystyki podstawowe*. Kraków; 2006.

[2] Vapnik V. *The Nature of Statistical Learning Theory*. New York: Springer; 1995

[3] Dardzińska A. *Action Rules Mining*. Springer; 2013.

[4] Larose D. *Odkrywanie wiedzy z danych. Wprowadzenie do eksploracji danych*. Wydawnictwo Naukowe PWN; 2013.

[5] Giudici P. *Applied Data Mining – Statistical Methods for Business and Industry*. Wiley; 2003.

[6] https://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/Breast+Cancer+Coimbra. Dostęp: 02.04.2020.

[7] Patrício M, Pereira J, Crisóstomo J, Matafome P, Gomes M, Seiça R, Caramelo F. Using Resistin, glucose, age and BMI to predict the presence of breast cancer. *BMC Cancer*. 2018; 18(1).

[8] Devroye L. *Non-Uniform Random Variate Generation*. New York: Springer-Verlag; 1986.

[9] brak pozycji bibl. lub błąd w numeracji

[10] Shapiro S, Wilk M. An Analysis of Variance Test for Normality. *Biometrika*. 1965; 52(3/4): 591-611.

[11] Whitney DR, Mann HB. On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. *Annals of Mathematical Statistics*. 1947; 18: 50-60.

[12] Maimon O, Rokach L, red. *Data mining and knowledge discovery handbook*. Springer; 2010.

[13] Aggarwal CC. *Data Classification Algorithms and Applications*. New York: Chapman & Hall/CRC; 2015.

[14] Breiman L, Friedman J, Stone CJ, Olshen RA. *Classification and Regression Trees*. Taylor & Francis; 1984.

[15] Kleinbaum DG, Klein M. *Logistic Regression: A Self Learning Text*. Springer; 2010.

[16] Stehman Stephen V. Selecting and interpreting measures of thematic classification accuracy. *Remote Sensing of Environment*. 1997; 62(1): 77-89.

[17] Frank E, Hall MA, Witten IA. The WEKA Workbench. Online Appendix for "Data Mining: Practical Machine Learning Tools and Techniques", Morgan Kaufmann. 2016.

[18] Kasperczuk A, Daniluk J, Dardzinska A. Smart Model to Distinguish Crohn's Disease from Ulcerative Colitis. *Appl. Sci.* 2019; 9: 1650.

[19] Kasperczuk A, Dardzińska A. Comparative Evaluation of the Different Data Mining Techniques Used for the Medical Database. *Acta Mechanica et Automatica*. 2016; 10(3): 233-238.

[20] Kasperczuk A, Dardzińska A. Decision-making process in colon disease and Crohn's disease treatment. *Acta Mechanica et Automatica*. 2018; 12(3): 227-231.

[21] https://www.ncss.com/download/pass/free-trial. Dostęp: 03.04.2020.

[22] Romao X, Delgado R, Costa A. An empirical power comparison of univariate goodness-of-fit tests for normality. *Journal of Statistical Computation and Simulation*. 2010; 80(5): 545-591.

[23] Dalamaga M. Obesity, insulin resitance, adipocytokines and breast cancer: New biomarkers and attractive therapeutic targets. *World J. Exp. Med*. 2013; 20: 34-42.

[24] Anderson G, Neuhouse M. Obesity and the risk for premenopausal and postmenopausal breast cancer. *Cancer Prev. Res*. 2012; 5: 515-521.

[25] Crisóstomo J, Matafome P, Santos-Silva D i in. Hyperresistinemia and metabolic dysregulation: a risky crosstalk in obese breast cancer. *Endocrine*. 2016; 53: 433-442.

Streszczenie

Praca przedstawia proces pozyskiwania wiedzy z wykorzystaniem analiz statystycznych, którą następnie bezpośrednio implikuje się do algorytmów klasyfikacyjnych. Podniesione zostały tutaj kwestie związane z mocą testów i ich zależnością od wielkości próbki. Opracowano metodologię, w której przeanalizowano wpływ wielkości próbki na moc testów normalności rozkładu. Pozwoliło to na dobór optymalnych testów istotności różnic w analizowanej podstawie. W badaniach wykorzystano m.in. test Shapiro-Wilka, test Levene'a czy test Manna-Whitneya. Parametry, które znacznie różniły się między grupą osób chorych a grupą kontrolną, to: glukoza, insulina, HOMA i oporność. Wiedza pozyskana z testowania istotności różnic wykorzystana została do budowy modeli klasyfikujących (AUC = 75,86%, AQM = 0,52), które uzyskano dzięki zastosowaniu algorytmów J48, PART oraz regresji logistycznej. Otrzymane wyniki wykazały zasadność łączenia metod statystycznych z metodami eksploracji danych.

Słowa kluczowe: statystyka, hipoteza testowa, eksploracja wiedzy, klasyfikacja

Politechnika
Białostocka