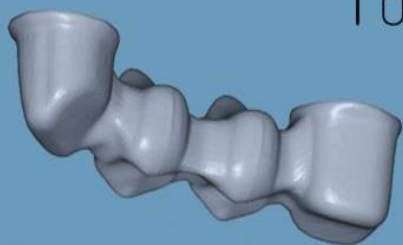


I OGÓLNOPOLSKA KONFERENCJA NAUKOWA



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

KSIĄŻKA ABSTRAKTÓW

pod patronatem naukowym
prof. dr. hab. inż. Andrzeja Zielińskiego

REDAKCJA:

Magda Dziaduszevska
Marcin Wekwejt

strona konferencji:

www.mech.pg.edu.pl/zaklad-biomaterialow/implanty-2018



MATERIAŁY
W
MEDYCYNIE





KSIĄŻKA ABSTRAKTÓW

I Ogólnopolskiej Konferencji Naukowej
IMPLANTY 2018: „Od idei do komercjalizacji”

Redakcja naukowa:

dr inż. Magdalena Jazdzewska

dr inż. Agnieszka Ossowska

Redakcja:

mgr inż. Magda Dziaduszevska

mgr inż. Marcin Wekwejt

Grafika:

Tomasz Szwangruber

ISBN: 978-83-88579-37-7

Przewodniczący Komitetu Naukowego:

prof. dr hab. inż. Andrzej Zieliński

*Kierownik Zespołu Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania
Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej*



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA

Komitet Naukowy:

dr inż. Agnieszka Ossowska

Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr inż. Magdalena Jażdżewska

Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr hab. inż. Szymon Grymek

Zespół Inżynierii Medycznej Katedry Konstrukcji Maszyn i Pojazdów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr hab. inż. Beata Świczko-Żurek

Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr hab. inż. Waldemar Serbiński

Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr inż. Milena Supernak-Marczewska

Katedra Technologii Obiektów Pływających, Systemów Jakości i Materiałoznawstwa Wydziału Oceanotechniki i Okrętownictwa Politechniki Gdańskiej

dr inż. Beata Majkowska-Marzec

Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr inż. Grzegorz Rotta

Zespół Inżynierii Medycznej Katedry Konstrukcji Maszyn i Pojazdów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr inż. Grzegorz Gajowiec

Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr inż. Katarzyna Zasińska

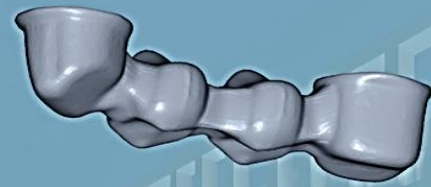
Zespół Inżynierii Medycznej Katedry Konstrukcji Maszyn i Pojazdów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr inż. Leszek Dąbrowski

Zespół Inżynierii Medycznej Katedry Konstrukcji Maszyn i Pojazdów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej

dr inż. Tomasz Seramak

Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA

Komitet Organizacyjny:

- *Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej:*
 - mgr inż. Marcin Wekwejt
 - mgr inż. Magda Dziaduszevska
 - dr inż. Agnieszka Ossowska
 - dr inż. Magdalena Jażdżewska
 - mgr Beata Szczęsna-Raczkowska
 - dr hab. inż. Beata Świczko-Żurek
 - dr inż. Beata Majkowska-Marzec
 - mgr inż. Michał Bartmański
 - dr inż. Grzegorz Gajowiec
 - dr inż. Tomasz Seramak
 - mgr inż. Paulina Strąkowska

- *Zespół Inżynierii Medycznej Katedry Konstrukcji Maszyn i Pojazdów Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej:*
 - dr inż. Katarzyna Zasińska

- *Koło Naukowe 'Materiały w Medycynie':*
 - Joanna Łata,
 - Dominika Trochowska
 - Dawid Cuper
 - Natalia Nurzyńska
 - Damroka Etmańska
 - Aleksandra Halman
 - Sandra Szczup.-Zalewska
 - Wojciech Stoltmann
 - Ewa Kozłowska
 - Paulina Maciejewska
 - Karolina Andruszkiewicz
 - Tomasz Szwangruber
 - Jakub Czubek
 - Julia Weber
 - Marta Sauer
 - Adrian Marcinek
 - Alicja Kulesza
 - Balbina Makurat
 - Karolina Mijas
 - Anna Pińska
 - Natalia Nawrot
 - Dominika Skwierawska



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA

Organizatorzy:

- Politechnika Gdańska
 - *Zespół Biomateriałów Katedry Inżynierii Materiałowej i Spajania Wydziału Mechanicznego*
 - *Zespół Inżynierii Medycznej Katedry Konstrukcji Maszyn i Pojazdów Wydziału Mechaniczny*



**POLITECHNIKA
GDAŃSKA**

- Koło Naukowe 'Materiały w Medycynie'

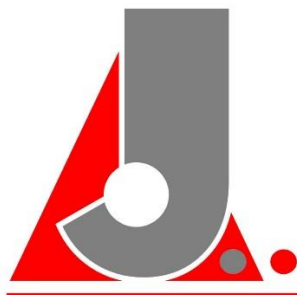


**MATERIAŁY
W
MEDYCYNIE**

- Bibus-Menos Sp z o.o.

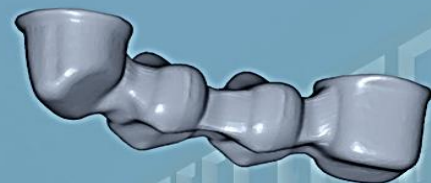


- Usługi Protetyczne Jerzy Andrykowski



LABORATORIUM DENTYSTYCZNE
JERZY ANDRYKOWSKI

I OGÓLNOPOLSKA KONFERENCJA NAUKOWA



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA

Patronaty Honorowe:



Dziekan
Wydziału
Mechanicznego



POLITECHNIKA
GDAŃSKA

WYDZIAŁ FIZYKI TECHNICZNEJ
I MATEMATYKI STOSOWANEJ



POLITECHNIKA
GDAŃSKA

WYDZIAŁ CHEMICZNY



POLITECHNIKA
GDAŃSKA

WYDZIAŁ INŻYNIERII LĄDOWEJ
I ŚRODOWISKA



GDAŃSK UNIVERSITY
OF TECHNOLOGY



PATRONAT HONOROWY:



MIECZYŚŁAW STRUK
MARSZAŁEK
WOJEWÓDZTWA POMORSKIEGO

I OGÓLNOPOLSKA KONFERENCJA NAUKOWA



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA

Patronaty Medialne:



Medy^{I N}czny^{Ż Y N I E R}
F I Z Y K 





IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

 CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
 POLITECHNIKA GDAŃSKA

Spis treści:

Andrzej Wojtowicz:

Aspekty technologiczno-trybologiczne w leczeniu implantami z klinicznego punktu widzenia..... 1

Beata Kaczmarek:

Wykorzystanie glikozaminoglikanów w inżynierii tkankowej..... 2

Ewa Stodolak-Zych:

Syntetyczna macierz zewnątrzkomórkowa jako podłoże dla medycyny regeneracyjnej.. 3

Justyna Kucińska-Lipka:

Nowe alifatyczne poliuretany biomedyczne 4

Sylwia Rodziewicz-Motowidło:

Rusztowania peptydowe w inżynierii tkankowej i medycynie regeneracyjnej 5

Magdalena Ziąbka:

Wyrób medyczny od laboratorium do badań klinicznych..... 6

Michał Tarnowski:

Innowacyjne rozwiązania materiałowe implantu stawu biodrowego..... 7

Agnieszka Kaczmarek-Pawelska:

Zastosowanie dynamicznych implantów płytkowych w stabilizacji kręgosłupa szyjnego – badania numeryczne..... 8

Magda Dziaduszevska:

Zastosowanie włókien węglowych w aktywnych protezach stóp..... 9

Agnieszka Chmielewska:

Spersonalizowane implanty weterynaryjne..... 10

Karol Gryń:

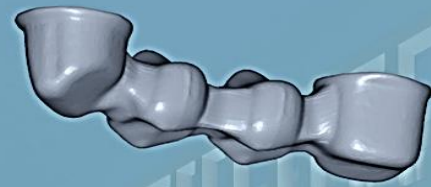
Wielofunkcyjne kompozytowe płytki zespalające – czynniki ograniczające zakres ich stosowania..... 11

Beata Majkowska-Marzec:

Modyfikacja powierzchni stopu Ti13Nr13Zr z wykorzystaniem pierwiastkowego węgla..... 12

Aleksandra Radtke:

Spersonalizowane implanty dla potrzeb chirurgii szczękowo-twarzowej i ortopedii..... 13



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA

Łukasz Dudek:

Wytwarzanie i charakterystyka porowatych powłok zawierających miedź na podłożu tytanowym z wykorzystaniem plazmowego utleniania elektrolitycznego..... 14

Adam Sobantka:

Komercjalizacja projektu wyrobu medycznego na rynku w kontekście przepisów prawa..... 15

Ewa Czerwińska:

Badanie właściwości mechanicznych, korozyjnych i przeciwdrobnoustrojowych powłok na bazie ZrC..... 16

Katarzyna Zasińska:

Zastosowanie druku 3D w inżynierii biomedycznej – od pomysłu do realizacji..... 17

Barbara Szaraniec:

Wykorzystanie nanomateriałów w modyfikacji powierzchni implantów tytanowych..... 18

Anna Mazur:

Wpływ ceramicznych warstw z dodatkiem Y₂O₃ na odporność korozyjną i bioaktywność stali 316L w roztworze SBF..... 19

Beata Kucharska:

Modyfikacja stopów tytanu hydroksyapatytem do zastosowań w implantologii..... 20

Michał Bartmański:

Wytwarzanie powłok hydroksyapatytowych z osłoną biologiczną na stopie tytanu..... 21

Grzegorz Rotta

Badania wytrzymałościowe nowych koncepcji zespołów ścięgien zginaczy wspomagane poprzez techniki druku 3D..... 22

Piotr Piszczek:

Bioaktywne nanocząstki srebra wytwarzane metodami CVD i ALD na podłożu implantów tytanowych..... 23

Andrzej Zieliński:

Implant stomatologiczny przyszłości..... 24

Magdalena Zorycha:

Technologia selektywnego topienia laserowego w inżynierii stomatologicznej..... 25

Agnieszka Ossowska:

Wytwarzanie i właściwości kompozytowych warstw tlenkowych uzyskanych na stopie tytanu Ti₁₃Nb₁₃Zr w zastosowaniach medycznych..... 26



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA

Milena Supernak-Marczewska:

Hybrydowe powłoki na implantach tytanowych Ti13Nr13Zr o zwiększonej aktywności biologicznej i podwyższonych właściwościach antykorozyjnych..... 27

Marcin Gnyba:

Raman spectroscopic investigation of hydroxyapatites..... 28

Ewa Kozłowska:

E-projektowanie implantów indywidualnych..... 29

Indeks Autorów 30

**Andrzej Wojtowicz**

Warszawski Uniwersytet Medyczny, Zakład Chirurgii Stomatologicznej, 02-006, Warszawa, Polska,
andrzej.wojtowicz@wum.edu.pl

**ASPEKTY TECHNOLOGICZNO-TRYBOLOGICZNE W LECZENIU
IMPLANTAMI: KLINICZNY PUNKT WIDZENIA**

Współczesna implantologia śródkostna ma prawie 60 lat, jednak istnieją starsze metody kliniczne, pozwalające na odbudowę utraconego uzębienia m.in. tzw. implanty ramowe lub podokostnowe oraz tzw. implanty śrubowe bikortykalne. W implantoprotetyce wykorzystujemy twardość/plastyczność tkanki kostnej, jej zdolności do obrastania tytanu i innych materiałów, a także obecność komórek układu monocytarno-makrofagalnego. Komórki te z jednej strony chronią organizm przez wnikaniem drobnoustrojów wzdłuż fazy kość/metal, z drugiej strony - w niektórych przypadkach reaktywności tkanek - posiadają zdolność rozpoznawania wszczepionych materiałów jako ciało obce z konsekwencjami w postaci zapalenia tkanek okołowszczepowych (periimplantitis). Sukces w implantologii oznacza nie tylko utrzymującą się stabilizację implantu w tkance kostnej, ale także utrzymanie długoczasowe właściwego poziomu tkanki kostnej wokół platformy implantu - szczególnie jego części, która znajduje się i kontaktuje z bakteryjnym środowiskiem jamy ustnej. Implant jest zespolony wewnętrzną śrubą z tzw. łącznikiem protetycznym, który stanowi bazę do odbudowy implanto-protetycznej. Zużyciu podlegają nie tylko elementy implantu - zjawiska te przypominają korozję - natomiast dochodzi do ścierania się powierzchni śrub i rozszczelniania połączenia z implantem, a w jego otoczeniu i do jego wnętrza wskutek ścierania się powierzchni wnika ślina i drobnoustroje. Wprowadzenie implantów z gładką powierzchnią, która jest słabo kolonizowana przez drobnoustroje w porównaniu z powierzchnią szorstką i wprowadzenie implantów jednoczęściowych wydawało się najkorzystniejszym rozwiązaniem klinicznym. Jednak implanty jednoczęściowe zwiększają ryzyko wczesnej utraty implantu, jeszcze przed uzyskaniem osseointegracji. Na wykładzie zaprezentowane zostaną współczesne trendy uzyskania i zastosowania najbardziej biologicznie efektywnej powierzchni implantów, a także składowych odbudowy implanto-protetycznej wykonanych z materiałów o różnej ścieralności. Wydaje się, że zjawiska i ich konsekwencje trybologiczne, a więc z nauki o ścieraniu/zużywaniu się mogą mieć tutaj kluczowe znaczenie w osiągnięciu sukcesu. Podczas wykładu zaprezentowane zostaną również przypadki kliniczne leczenia implanto-protetycznego u pacjentów z chorobami ogólnymi w aspekcie ryzyka periimplantitis i utratą implantów, a także zmniejszenia tego ryzyka możliwościami technologicznymi.



Beata Kaczmarek^{1*}, Sylwia Grabska¹, Alina Sionkowska¹, Krzysztof Łukowicz², Anna Maria Osyczka²

¹Uniwersytet Mikołaja Kopernika, Wydział Chemii, Katedra Chemii Biomateriałów i Kosmetyków, 87-100, Toruń, Polska, *beata.kaczmarek@umk.pl

²Uniwersytet Jagielloński, Wydział Biologii, Instytut Zoologii i Badań Biomedycznych, Zakład Biologii i Obrazowania Komórki, 30-387, Kraków, Polska

WYKORZYSTANIE GLIKOZAMINOGLIKANÓW W INŻYNIERII TKANKOWEJ

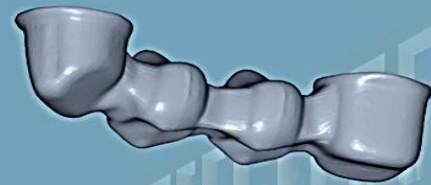
Gospodarka odpadami naturalnymi jest niezwykle istotna, ze względu na wysokie ryzyko zagrożenia dla środowiska, spowodowane oddziaływaniem odpadów na glebę oraz powietrze. Istotne jest zatem wykorzystanie ich do otrzymywania naturalnych związków, charakteryzujących się cennymi właściwościami, takimi jak biogodność oraz biokompatybilność. Mogą one znaleźć zastosowanie do otrzymywania biomateriałów, przyczyniający się do polepszenia odpowiedzi biologicznej po implantacji materiałów.

Glikozaminoglikany (GAGi) są naturalnymi związkami należącymi do grupy polisacharydów. Do grupy GAGów należy między innymi kwas hialuronowy, siarczan chondroityny, heparyna, siarczan heparanu oraz siarczan dermatanu. Mieszanina glikozaminoglikanów została wyizolowana ze skóry ryby *Salmo Salar* [1]. Oznaczono zawartość kwasu hialuronowego oraz siarczanu chondroityny metodą spektrofotometryczną.

Uzyskaną mieszaninę GAGów wykorzystano jako dodatek do matryc polimerów uzyskiwanych metodą liofilizacji w postaci skafoldów na bazie chitozanu oraz kolagenu. Ponadto, wykonano sieciowanie materiałów metodami chemicznymi oraz zastosowano dodatek hydroksyapatytu [2-5]. Badania biologiczne uzyskanych matryc wykazały wzrost odpowiedzi komórkowej po dodaniu glikozaminoglikanów, co sugeruje zwiększeniem biokompatybilności materiałów.

LITERATURA

1. Kaczmarek B., et al. *Materials Letters* 206 (2017) 166-168.
2. Kaczmarek B., et al. *Polymer Testing* 62 (2017) 132-136.
3. Kaczmarek B., et al. *Polymer Testing* 68 (2018) 229-232.
4. Kaczmarek B., et al. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials* 80 (2018) 189-193.
5. Kaczmarek B., et al. *Polymer Testing* 65 (2018) 163-168.



Ewa Stodolak-Zych, Agnieszka Solecka², Julia Golańska¹, Maciej Bogun³, Beata Kolesińska⁴

AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki, Katedra Biomateriałów i Kompozytów, 30-059, Kraków, Polska, stodolak@agh.edu.pl

² AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Elektrotechniki, Automatyki, Informatyki I Inżynierii Biomedycznej, 30-059, Kraków, Polska

³ Politechnika Łódzka, Wydział Chemii, Instytut Chemii Organicznej, 90-924, Łódź, Polska

⁴ Instytut Włókiennictwa, 92-103, Łódź, Polska

SYNTETYCZNA MACIERZ ZEWNĄTRZKOMÓRKOWA JAKO PODŁOŻE DLA MEDYCYNY REGENERACYJNEJ

Macierz zewnątrzkomórkowa stanowi naturalne mikrośrodowisko dla komórek wszystkich tkanek budujących żywy organizm [1]. Głównym zadaniem macierzy jest nie tylko zapewnienie komórkom rusztowania, ale także taka ich lokalizacja, która umożliwi obieranie i przekazywanie sygnałów. Przepływ informacji w postaci sygnałów biochemicznych, czy biomechanicznych gwarantuje utrzymanie homeostazy, a także poprawny przebieg morfogenezy, czy różnicowania się komórek [2-3]. Włókna białkowe tj. kolagen, elastyna wzbogacane są obecnością form nie włóknistych tj. glikozaminoglikany (GAG), proteoglikany (PG) czy wolne białka macierzy [4]. Ten swoisty kompozyt włóknisty złożony z biopolimerów (białek i cukrów) stanowi rodzaj modelu, który próbuje się odtworzyć w warunkach laboratoryjnych. W pracy przedstawiono charakterystykę materiałową serii podłoży cukrowych (polisacharyd) modyfikowanych krótkimi peptydami. Syntetycznie otrzymane białka (hekasa- lub nonapeptydy) złożone z cysteiny, tryptofanu lub cysteiny i tyrozyny. Układy cukier-białko zbadano pod kątem mikrostruktury, biogodności i trwałości w warunkach *In vitro*. W tym celu wykorzystano mikroskopię skaningową (SEM), spektroskopię w podczerwieni (FTIR-ATR) oraz spektrofotometrię ze wzbudzeniem plazmowym (ICP). Przeprowadzone badania włóknistego rusztowania potwierdziły, że biomimetyczny chemicznie i mikrostrukturalnie układ stanowi dobry model macierzy zewnątrzkomórkowej i może stanowić zarówno wypełnienie ubytków kostnych wspomagające regenerację uszkodzonej tkanki jak i modelowy układ badawczy macierzy zewnątrzkomórkowej.

LITERATURA

1. Hinderer S., Layland S.L., Schenke-Layland K.: ECM and ECM-like materials – biomaterials for applications in regenerative medicine and cancer therapy. *Advanced Drug Delivery Reviews* 97 (2016) 260-269.
2. Bačáková L., Novotná K., Pařízek M.: Polysaccharides as cell carriers for tissue engineering: the use of cellulose in vascular wall reconstruction, *Physiological Research* 63 (2014) 29-47.
3. Jabłońska-Trypuć A., Matejczyk M., Rosochacki S.: Matrix metalloproteinases (MMPs), the main extracellular matrix (ECM) enzymes in collagen degradation, as a target for anticancer drugs. *Journal of Enzyme Inhibition and Medicinal Chemistry*, 31 (S1) (2016) 177-183.
4. Yue B.: Biology of the Extracellular Matrix: An Overview. *Journal of Glaucoma*, 23 (2014) 20-23.



**Justyna Kucińska-Lipka, Iga Gubańska, Agnieszka Przybytek, Alicja Lewandowska,
Helena Janik**

*Politechnika Gdańska, Wydział Chemiczny, Katedra Technologii Polimerów, 80-233, Gdańsk, Polska,
juskucin@pg.edu.pl*

NOWE ALIFATYCZNE POLIURETANY BIOMEDYCZNE

Poliuretany (PUR) są polimerami mającymi zastosowanie m.in. w medycynie regeneracyjnej, jako materiały do wytwarzania rusztowań tkankowych, w tym w inżynierii tkankowej kości. Zastosowanie w tej dziedzinie PUR zapewnia wszechstronność w sterowaniu właściwościami mechanicznymi, chemiczno-fizycznymi, biokompatybilnością i zdolnością do degradacji w środowisku panującym w organizmie ludzkim. Jednakże, PUR nie są materiałami aktywnymi biologicznie, nie pobudzają również do kościotworzenia, dlatego, opracowano nowy typ poliuretanów degradowanych modyfikowanych glicerofosforanem wapnia (GPCa), które mogą być przetwarzane metodami: wtrysku, wytłaczania, elektrospiningu i druku 3D [1,2].

Otrzymano nowe poli(estro-eterouretany) (PEEU) z 1,6-diizocyjanianu heksametylenu (HDI), poli(glikolu etylenowego) (PEG), α,γ -dihydroksyoligo(adypinianu butylenowo-etylenowego) (POLIOS), 1,4-butanodiolu (BDO) jako przedłużacza łańcuchów oraz modyfikatora GPCa. Wytrzymałość na rozciąganie badanych materiałów mieści się w zakresie 10 – 20 MPa, twardość – 31 – 35°ShD a hydrofilowość tych materiałów wahała się w granicach 57-72°. Wykazano, iż modyfikacja poliuretanów GPCa zwiększa ich wytrzymałości na rozciąganie, twardość, oraz podnosi zdolność do kalcyfikacji i nie wpływa na cytotoksyczność otrzymanego materiału. Modyfikacja GPCa potencjalnie zwiększa możliwości aplikacyjne poliuretanu w inżynierii tkankowej kości [1].

LITERATURA

1. Kucińska-Lipka J., Gubańska I., Korczyński O., Malysheva K., Kostrzewa M., Włodarczyk D., Karczewski J., Janik H.: The influence of calcium glycerophosphate (GPCa) modifier on physicochemical, mechanical and biological performance of polyurethanes applicable as biomaterials for bone tissue scaffolds fabrication. *Polymers* 9(8) (2017) 329
2. Marzec M., Kucinska-Lipka J., Gubanska I., Kalaszczynska I., Janik H.: Development of polyurethanes for bone repair. *Materials Science and Engineering C-Materials For Biological Applications* 80 (2017) 736-747.

**Sylwia Rodziewicz-Motowidło**

Uniwersytet Gdański, Wydział Chemii, Katedra Chemii Biomedycznej, 80-308, Gdańsk, Polska,
s.rodziewicz-motowidlo@ug.edu.pl

**Rusztowania peptydowe w inżynierii tkankowej
i medycynie regeneracyjnej**

Medycyna regeneracyjna to interdyscyplinarna dziedzina medycyny polegająca na celu wspomaganie procesów gojenia, regeneracji naprawy uszkodzonych tkanek i narządów. Obejmuje również hodowlę tkanek i narządów w laboratorium i wszczepiania ich, gdy organizm nie jest w stanie sam się wyleczyć. W medycynie regeneracyjnej wykorzystywane są komórki macierzyste, terapia genowa, zmodyfikowane tkanki, biomateriały wzbogacone w związki biologicznie czynne [1]. Do biomateriałów stosowanych w medycynie regeneracyjnej zalicza się między innymi hydrożele oraz inne materiały przypominające swoją strukturą tkanki lub macierz pozakomórkową. Biomateriały te mogą być wzbogacone o związki stymulujące regenerację tkanek w tych chrząstek i kości i z powodzeniem mogą być stosowane w implantologii. Do tej grupy związków można zaliczyć peptydy, które są związkami biologicznie czynnymi i które można przyłączyć lub zaadsorbować do materiałów stosowanych w implantologii. Z natury peptydy są szybko degradowane przez enzymy, występujące naturalnie w organizmie żywym. Dlatego w celu zwiększenia ich stabilności w żywym organizmie można zastosować różne metody. Do jednych z takich metod należy odpowiednie zaprojektowanie peptydu w taki sposób aby utworzył on długie nanowłókna. Nanowłókna peptydowe charakteryzują się wysoką stabilnością, odpornością na zmienne warunki fizyko-chemiczne, posiadają dużą wytrzymałość, zbliżoną do stali a jednocześnie w swoim składzie zawierają cząsteczki biologicznie czynne [2,3]. Nanowłókna peptydowe doskonale nadają się samodzielnie do zastosowania w implantologii lub jako uzupełnienie materiałów obecnie stosowanych w implantologii. Celem naszego projektu było opracowanie innowacyjnych systemów rusztowań peptydowych – nanowłókien (fibryli amyloidowych i/lub hydrożeli peptydowych), które w wyniku funkcjonalizacji znajdą zastosowanie w implantologii jako nośniki substancji o potwierdzonej aktywności biologicznej i których uwalnianie będzie następowało w miejscu aplikacji w powolny i kontrolowany sposób.

LITERATURA

1. Microsc J.: Ultrastruct, 1(5) (2017) 1-8.
2. Proc Natl Acad Sci U S A, 103 (2006) 15806–15811.
3. Int. J. Mol. Sci. 13 (2012) 15279-15290.

**Magdalena Ziabka**

AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki, Katedra Ceramiki i Materiałów Ogniotrwałych, 30-059, Kraków, Polska, ziabka@agh.edu.pl

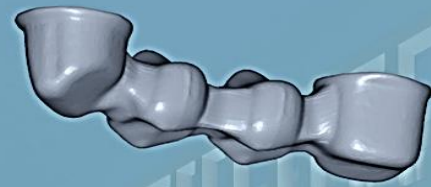
**WYRÓB MEDYCZNY OD LABORATORIUM DO BADAŃ
KLINICZNYCH**

Droga rozwoju wyrobu medycznego rozpoczyna się w laboratorium, pracowni gdzie powstaje koncepcja i model prototypu wyrobu. Następnie określone są wymagania i założenia, jakie dany prototyp powinien wykazywać by spełniał funkcje określone docelowo przez zastępowany narząd bądź tkankę. Kolejnym etapem są badania określające i potwierdzające właściwości fizykochemiczne oraz biologiczne wyrobu. Wszystkie zaplanowane badania powinny być przeprowadzane zgodnie z normami. W przypadku wyrobów medycznych o czasie implantacji powyżej 30 dni w organizmie ważne jest by implanty spełniały określone wymagania, takie jak: biogodność, biokompatybilność, stabilność biologiczna, brak cytotoksyczności. Jeśli wyrób medyczny ma za zadanie pełnienie dodatkowej funkcji, np.: powinien wykazywać działanie bioaktywne lub bakteriobójcze, wtedy badania powinny być uzupełnione o dodatkowe testy. Podstawową normą określającą badania wyrobów medycznych jest norma ISO 10993 dotycząca biologicznej oceny wyrobów medycznych [1]. Po przeprowadzeniu badań *in vitro*, kolejnym etapem są badania *in vivo* przeprowadzane na zwierzętach. Rozpoczęcie badań możliwe jest po uzyskaniu zgody odpowiedniej Komisji Etycznej. Na podstawie pozytywnych wyników badań *in vitro* i *in vivo* producent wyrobów medycznych może rozpocząć przygotowania do uzyskiwania zgód: Komisji Bioetycznej oraz Prezesa Urzędu Rejestracji Leków, Wyrobów Medycznych i Produktów Biobójczych na rozpoczęcie badań klinicznych z udziałem pacjentów. Szczegółowe informacje dotyczące prowadzenia badań klinicznych wyrobów medycznych można znaleźć w ustawie z dnia 20 maja 2010 r., rozporządzeniu ministra z dnia 16 lutego 2016 r., oraz na stronach urzędu URPL [2-4].

Celem niniejszego wystąpienia jest prezentacja drogi badawczej polimerowego wyrobu medycznego, jaką przeszedł Otoimplant – proteza ucha środkowego, od pomysłu do badań klinicznych. Praca finansowana przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju w ramach projektu LIDER/ 154/L-6/14/NCBR/2015.

LITERATURA

1. PN-EN ISO 10993-1:2010 - wersja polska. Biologiczna ocena wyrobów medycznych.
2. Ustawa z dnia 20 maja 2010 r. o wyrobach medycznych. Dz.U. 2010 nr 107 poz. 679.
3. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 16 lutego 2016 r. w sprawie szczegółowych wymagań dotyczących planowania, prowadzenia, monitorowania i dokumentowania badania klinicznego wyrobu medycznego (Dz. U. z 2016 r. poz. 209).
4. <http://urpl.gov.pl/pl>

**Michał Tarnowski**

Politechnika Warszawska, Wydział Inżynierii Materiałowej, Zakład Inżynierii Powierzchni, 02-507, Warszawa, Polska, mictarn@gmail.com

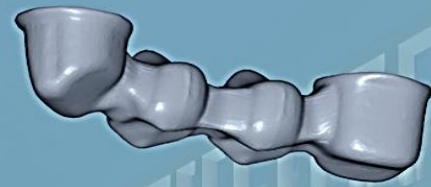
**INNOWACYJNE ROZWIĄZANIE MATERIAŁOWE ELEMENTÓW
IMPLANTU STAWU BIODROWEGO**

Tytan i jego stopy, to w chwili obecnej najbardziej perspektywiczne biomateriały metaliczne, które nie są jednak w stanie spełnić wszystkich wymogów stawianych implantom kostnym, związanych z takimi właściwościami, jak: odporność na zużycie przez tarcie, biotolerancja, czy biofunkcyjność. Z kolei stosowany jako panewka UHMWPE, kontaktujący się z główką stawu biodrowego, powoduje podwyższone ryzyko stanów zapalnych. Z tego powodu jednym z zadań inżynierii materiałowej staje się opracowanie nowych sposobów optymalizacji właściwości tych materiałów w aspekcie wytwarzania implantów długotrwałego użytkowania, np. implantu stawu biodrowego.

Jednym z materiałów mogących zastąpić UHMWPE jest coraz szerzej stosowany w medycynie polietereoeteroketon (PEEK) – materiał polimerowy o dużej obojętności biologicznej i dobrych właściwościach wytrzymałościowych. W celu polepszenia właściwości tribologicznych PEEK oraz jego kompozytu zastosować można warstwy amorficznego uwodornionego węgla modyfikowanego azotem – a-C:N:H wytworzone metodą RFCVD (Radio Frequency Chemical Vapour Deposition). Warstwy węglowe, zarówno DLC (Diamond-Like Carbon), jak i a-C:N:H znane są ze swojej bardzo wysokiej biozgodności, wysokiej twardości oraz dobrych właściwości tribologicznych, szczególnie w zakresie obniżenia współczynnika tarcia.

W referacie przedstawiona będzie charakterystyka biozgodnych warstw azotowanych $TiN(\text{nanokrystaliczny})+Ti_2N+\alpha Ti(N)$ wytworzonych w procesie azotowania jarzeniowego z wykorzystaniem tzw. aktywnego ekranu na stopie tytanu Ti6Al4V (TEM, SEM, XRD, EDS, profilometr optyczny) oraz warstw amorficznego uwodornionego węgla modyfikowanego azotem (a-C:N:H) wytworzonych w procesie RFCVD na polietereoeteroketonie oraz jego kompozycie - PEEK T (spektroskopia Ramana, TEM, AFM), a także ich właściwości tribologiczne w układzie „kula-tarcza” oraz „rolka- kłoczek” w aspekcie zastosowania na implant stawu biodrowego.

Wytworzone warstwy - C:N:H o grubości ok. 200 nm w znaczący sposób zwiększają właściwości tribologiczne układu: PEEK – azotek tytanu-TiN, ok. 2-krotnie obniżając współczynnik tarcia oraz ograniczając zużycie materiałowe zarówno w styku punktowym, jak i w styku rozłożonym.



Agnieszka Mackiewicz, Agnieszka Kaczmarek-Pawelska, Romuald Będziński

*Uniwersytet Zielonogórski, Wydział Mechaniczny, Zakład Inżynierii Biomedycznej,
65-416, Zielona Góra, Polska, a.mackiewicz@ibem.uz.zgora.pl*

ZASTOSOWANIE DYNAMICZNYCH IMPLANTÓW PŁYTKOWYCH W STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO – BADANIA NUMERYCZNE

W dysfunkcjach kręgosłupa szyjnego rutyną stało się wprowadzanie implantów wspomagających kolumnę nośną, umożliwiających przywrócenie funkcji kręgosłupa w tym jego ruchomości a przede wszystkim ochrony rdzenia kręgowego. W literaturze brak jest jednoznacznych wyników badań określających zakres ruchomości oraz zmiany odkształceń i naprężeń w warunkach poprawnych fizjologicznie, degeneracyjnych oraz z wprowadzoną stabilizacją. Celem badań było porównanie stabilności układu kolumny kręgosłupa szyjnego w warunkach implantacji płytką statyczną oraz dynamiczną. Głównym parametrem oceny była numeryczna analiza ciągłości zmian odkształceń i naprężeń w wielowarstwowych strukturach kolumny kręgosłupa szyjnego spowodowana wprowadzeniem stabilizatorów oraz ich wpływ na zjawiska zachodzące w segmentach ruchowych sąsiadujących z miejscem zespolenia w odniesieniu do struktury fizjologicznej. Wykorzystując metodę elementów skończonych na podstawie obrazów DICOM tomografii komputerowej opracowano modele numeryczne fragmentów kręgosłupa C4-Th1. W oparciu o symulację modeli weryfikowany był wpływ danego usztywnienia. W badaniach wykorzystano systemy płytkowe stabilizacji statycznej oraz dynamicznej, a także dwa rodzaje wszczepów międzytrzonowych typu CAGE, wykonane z materiałów o odmiennej podatności. Opracowane wielosegmentowe, przekładkowe i wielomateriałowe modele numeryczne umożliwiły ocenę wytrzymałości struktur i klinicznych skutków zużycia układów międzytrzonowych oraz wprowadzenia systemów stabilizacji w kolumnę kręgosłupa szyjnego w sposób nieinwazyjny. Przeprowadzone badania dowiodły, że wprowadzenie stabilizacji skutkuje wzrostem naprężeń w płytkach granicznych sąsiednich segmentów oraz ograniczeniem ruchomości w zakresie 50-90% w konsekwencji prowadząc do kompensacyjnego zwiększenia ROM w segmentach powyżej oraz poniżej miejsca implantacji. Autorzy wykazali, że wykorzystanie dynamicznych implantów płytkowych oraz wszczepów międzytrzonowych wykonanych z podatnego materiału polimerowego PEEK powoduje podział obciążenia między strukturami kolumny kręgosłupa szyjnego oraz systemem stabilizującym, co wpływa na zakres ruchomości układu, a przede wszystkim skutkuje powstaniem oczekiwanego zrostu kostnego.

LITERATURA

1. Mackiewicz A., Banach M., Denisiewicz A., Będziński R.: Comparative studies of cervical spine anterior stabilization systems - Finite element analysis, *Clinical Biomechanics* 32 (2016) 72-79.



Magda Dziaduszevska

Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, Zakład Biomateriałów, Gdańsk, Polska, magda.dziaduszevska@gmail.com

ZASTOSOWANIE WŁÓKIEN WĘGLOWYCH W AKTYWNYCH PROTEZACH STÓP

Stopa protezowa stanowi jeden z najważniejszych modułów protezy kończyny dolnej: poprzez kontakt z podłożem decyduje o tym jak zachowa się cała proteza. Od niej zależy postawa ciała pacjenta, sposób chodzenia, stopień obciążenia pozostałych stawów. Dostępne na rynku modele stóp różnią się między sobą stopniem zaawansowania, ruchomością czy materiałem, z którego zostały wykonane. Istotnym parametrem różnicującym protezy jest zwrot energii wyrażony w procentach. Ze względu na tę właściwość wyróżniamy stopy bierne (sztywne) oraz aktywne, dynamiczne (sprężyste). Im wyższy zwrot energii tym pacjent może sobie pozwolić na większą aktywność i mniejsze zużycie zdrowych stawów. Dynamiczne stopy wykonywane są najczęściej z włókien węglowych. Liczba warstw i sposób ułożenia włókien decyduje o stopniu sprężystości. Ich działanie polega na kumulowaniu energii pod wpływem siły obciążenia uzyskanej w momencie stawiania stopy oraz oddaniu tej energii w trakcie wybijania się ze śródstopia. Zastosowanie włókien węglowych zapewnia wytrzymałość oraz dynamikę ruchu w trakcie przetaczania. Dodatkowo, odpowiednia geometria stopy pozwala wykorzystać właściwości włókien węglowych na każdym z etapów chodu.

LITERATURA

1. Bonacini D., Colombo, Mangiante: Design of a new prosthetic foot which complies with ISO 10328 and allowshigh performance. VerganiETDCM9 - 9 th Seminar on Experimental Techniques and Design in Composite Materials, September 30, 2009

**Agnieszka Chmielewska^{1,2}, Bartłomiej Wysocki^{1,2}, Wojciech Świąszkowski¹**¹Politechnika Warszawska, Wydział Inżynierii Materiałowej, 02-507, Warszawa, Polska²Materialscare Sp. z o. o., 15-333, Białystok, Polska, agnieszka.chmielewska@materialscare.eu

SPERSONALIZOWANE IMPLANTY WETERYNARYJNE

Spersonalizowane implanty cieszą się coraz większą popularnością w leczeniu ubytków kostnych spowodowanych urazem lub po resekcji nowotworu. Budowa anatomiczna każdego pacjenta jest inna, a konieczne do wypełnienia defekty zlokalizowane są w każdym przypadku na innych fragmentach kości o często odmiennej objętości. Z tego względu najbardziej korzystne dla komfortu pacjenta i jego szybszego powrotu do zdrowia jest modelowanie każdego implantu indywidualnie. Skomplikowany kształt kości, co przekłada się na skomplikowany kształt implantu, jakim ma być zastąpiony defekt lub uzupełniony ubytek powoduje, że wytworzenie implantu konwencjonalnymi metodami staje się bardzo czasochłonne, pracochłonne, kosztowne, a w niektórych przypadkach wręcz niemożliwe do wykonania. Atrakcyjną metodą wytwarzania w takim przypadku stają się technologie addytywne, takie, jak druk 3D. Pozwalają one na wykonanie elementu o dowolnej geometrii w relatywnie krótkim czasie oraz niższym koszcie. Dostępne techniki modelowania oraz wytwarzania pozwalają na wytworzenie implantu o bardzo dobrym dopasowaniu do otaczających go tkanek dzięki czemu ma on większą szansę na integrację z nimi, a także usprawnia proces operacji.

W niniejszej pracy, tytanowy implant fragmentu zuchwy psa został wytworzony metodą druku 3D. W pierwszym etapie na podstawie danych tomograficznych pacjenta, dostarczonych przez lekarza weterynarii, zostało zamodelowane wypełnienie ubytku. Następnie zamodelowano płyty mocujące idealnie dopasowane do kształtu otaczającej kości, do której zostanie zamocowany implant. Objętość implantu wypełniono strukturą porowatą o porowatości otwartej, aby zmniejszyć masę implantu i umożliwić wrastanie kości do wnętrza implantu. Implant wraz z płytami stabilizującymi został wytworzony technologią selektywnego stapiania laserowego (ang. Selective Laser Melting- SLM). W celu poprawy jakości powierzchni implantu oraz adhezję komórek wykonano obróbkę chemiczną wytworzonego implantu w mieszaninie kwasów azotowego oraz fluorowodorowego.

LITERATURA

1. Wysocki B., Idaszek J., Szlązak K., Strzelczyk K., Brynk T., Kurzydłowski K. J., Świąszkowski W.: Post Processing and Biological Evaluation of the Titanium Scaffolds for Bone Tissue Engineering. *Materials* 9 (3)(2016)



Karol Gryń, Barbara Szaraniec, Jan Chłopek

Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica, Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki, Katedra Biomateriałów i Kompozytów, Kraków, Polska, kgryn@agh.edu.pl

WIELOFUNKCYJNE KOMPOZYTOWE PŁYTKI ZESPALAJĄCE – CZYNNIKI OGRANICZAJĄCE ZAKRES ICH STOSOWANIA

W prezentacji poruszone są zagadnienia związane z projektowaniem, wytwarzaniem oraz implantowaniem wielofunkcyjnych kompozytowych płytek zespalających o osnowach polimerowych modyfikowanych nano- i mikrometryczną bioceramiką fosforanową.

Najnowsze trendy w obszarze chirurgii kostnej, wykorzystującej do leczenia implanty łączące i stabilizujące odłamy kostne, wskazują na eliminację metali i stopów i zastępowanie ich innymi materiałami, które powinny się cechować większą biogodnością oraz dopasowaniem charakterystyk mechanicznych do naturalnej tkanki kostnej. Ponadto wskazane jest, aby nowy materiał, oprócz funkcji czysto mechanicznej (stabilizacji), wykazywał dodatkowe cechy np.: wspomagał proces leczenia, zawierał leki lub inne substancje czynne, które będą w kontrolowany sposób lokalnie uwalniane. W Katedrze Biomateriałów i Kompozytów Wydziału Inżynierii Materiałowej i Ceramiki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie, przy współpracy ze znanym polskim producentem wyrobów medycznych, białostocką firmą MEDGAL (Projekt MNiSW 5.23.160.254) opracowano kompozyt o osnowie z polimeru degradowanego PL38 modyfikowanego bioceramiką fosforanową – nanometrycznym TCP i mikrometrycznym HAp. Badano również wariant z dodatkiem do kompozycji antybiotyku – gentamycyny.

Z wytypowanych kompozytów wykonano metodą wtrysku płytki zespalające o różnych kształtach i przeprowadzono na nich szeroko zakrojone badania, w tym: wytrzymałościowe, zmęczeniowe (także w warunkach odwzorowujących środowisko pracy implantu), degradacji i zachowania w symulowanym środowisku biologicznym. Uzyskano bogaty zasób informacji, dzięki którym można było wskazać możliwe obszary i zakresy stosowania wielofunkcyjnych kompozytowych płytek zespalających.

Całościowa analiza zebranych danych, zestawiona została z powszechnie stosowanym postępowaniem chirurgicznym podczas zabiegów implantacyjnych. Tak przyjęta metodyka pozwoliła na wytypowanie potencjalnych niebezpieczeństw, mogących zakończyć się zniszczeniem płytki podczas jej mocowania lub w niedługim czasie po implantacji. Tym samym wskazane zostały „czynniki ograniczające zakres stosowania” wielofunkcyjnych kompozytowych płytek zespalających.

LITERATURA

1. Loughlin R.M. et al: J Oral Maxillof Surg 65 (2007) 89-96.
2. Szaraniec B., Gryń K., Szponder T. et al: Biowchłanialne płytki zespalające dla weterynarii. Inżynieria Biomateriałów 125 (2014) 30–36.
3. Gryń K., Szaraniec B. et al: Charakterystyka mechaniczna wielofunkcyjnej resorbowalnej płytki kompozytowej do zespożeń kostnych. Inżynieria Biomateriałów 133 (2015) 22–33.



Beata Majkowska-Marzec, Julia Mazurowska, Michał Bartmański, Dorota Rogala-Wielgus

Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, Zakład Biomateriałów, 80-233, Gdańsk, Polska, beata.majkowska@pg.edu.pl

MODYFIKACJA POWIERZCHNI STOPU Ti13Nb13Zr Z WYKORZYSTANIEM NANORUREK WĘGLOWYCH

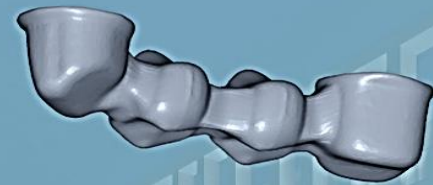
Nanorurki węglowe (CNT) wykazują wyjątkowe właściwości biologiczne, dzięki którym znajdują coraz więcej zastosowań w dziedzinach medycyny i diagnostyki, w tym inżynierii tkankowej. Te dwuwymiarowe struktury węglowe są stosowane, między innymi do funkcjonalizacji materiałów przeznaczonych na implanty, gdzie przyczyniają się do procesu osteointegracji [1]. Badacze potwierdzili biokompatybilność CNT w zastosowaniach ortopedycznych w badaniach in vitro, która wykazała przyspieszony wzrost kości. Kilka innych badań dowiodło, że nanorurki węglowe indukują zwiększoną proliferację i różnicowanie osteoblastów in vitro [2-4].

W kontekście doniesień literaturowych przeprowadzono elektroforetyczne nanoszenie powłok nanorurkowych na podłożu ze stopu Ti13Nb13Zr, predysponowanego do zastosowań w implantologii ze względu na swój skład chemiczny i właściwości.

Proces elektroforezy poprzedzono funkcjonalizacją nanorurek w roztworze kwasu siarkowego i azotowego w celu aktywowania ich powierzchni. Przygotowanie wodnego roztworu nanorurek węglowych i dobór odpowiednich parametrów osadzania pozwoliło na otrzymanie spójnych powłok na podłożu tytanowym. Mikrostrukturę powierzchni otrzymanych powłok obserwowano za pomocą skaningowego mikroskopu elektronowego, a profil chropowatości zobrazowano za pomocą mikroskopu sił atomowych. Przeprowadzono również ich badania mechaniczne z wykorzystaniem nanoindentera.

LITERATURA

1. Długon E., Simka W., Fraczek-Szczypta A., Niemiec W., Markowski J., Szymańska M., Błażewicz M., Carbon nanotube-based coatings on titanium. Bull. Mater. Sci 38 (2015)
2. Lahiri D., Ghosh S., Agarwal A.: Carbon nanotube reinforced hydroxyapatite composite for orthopedic application: a review. Materials Science and Engineering C, 7 (32) (2012) 1727–1758.
3. Usui Y., Aoki K., Narita N. et al.: Carbon nanotubes with high bone-tissue compatibility and bone-formation acceleration effects. Small, 2 (4) (2008) 240–246.
4. Lahiri D., Benaduce A. P., Rouzaud F. et al.: Wear behavior and in vitro cytotoxicity of wear debris generated from hydroxyapatite-carbon nanotube composite coating. Journal of Biomedical Materials Research A. 1 (96) (2011) 1–12.



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA**Aleksandra Radtke, Piotr Piszczek***Uniwersytet Mikołaja Kopernika, Wydział Chemii, Katedra Chemii Nieorganicznej i Koordynacyjnej Nano-implant Sp. z o.o. (spółka spin-off), 87-100, Toruń, Polska, aradtke@umk.pl*

SPERSONALIZOWANE IMPLANTY DLA POTRZEB CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ I ORTOPEDII

Spersonalizowane implanty dla potrzeb chirurgii szczękowo-twarzowej i ortopedii projektowane są na podstawie badania obrazowego pacjenta (np. tomografii komputerowej). Odgrywają one szczególną rolę w chirurgii rekonstrukcyjnej i traumatologicznej, umożliwiając przeprowadzenie skomplikowanych rekonstrukcji ubytków kostnych. Jest to możliwe dzięki idealnemu dopasowaniu kształtu implantu do istniejących struktur kostnych pacjenta. Dzięki kształtowi idealnie dopasowanemu do anatomii pacjenta, indywidualne implanty są najlepszą odpowiedzią na funkcjonalne oraz estetyczne potrzeby pacjentów. Standardowe implanty nie dają satysfakcjonujących rezultatów w przypadku poważnych uszkodzeń lub resekcji nowotworów. Stąd też implanty dedykowane, w porównaniu do standardowych implantów mają wiele zalet i są to między innymi: idealne dopasowanie, skrócenie czasu operacji oraz powrotu do zdrowia, możliwość ich zastosowania do rekonstrukcji dowolnego elementu szkieletu, możliwość uzyskania bardzo złożonych geometrii. Posiadają one możliwość uzyskania pełnej osteointegracji, czyli optymalnego łączenia się z kością biorcy, poprzez przeprowadzenie modyfikacji powierzchniowej metodą fizyczną, chemiczną lub mechaniczną.

W naszych pracach badawczych skupiliśmy się na modyfikacji powierzchni tytanu i jego stopów, m.in. za pomocą metod elektrochemicznego utleniania, dzięki którym możliwe jest wytworzenie nanoporowatej warstwy powierzchniowej o morfologii nanorurek. Dzięki możliwości optymalizowania parametrów procesu utleniania (czas, napięcie, rodzaj elektrolitu, podłoże) możliwe jest otrzymanie układów o ściśle zdefiniowanej strukturze i morfologii. Nanoporowate układy zwiększają biogodność na granicy implant-kość biorcy, prowadząc do intensyfikacji namnażania się komórek kościotwórczych i komórek kości na powierzchni implantu.

LITERATURA

1. Chen X., Possel JK., Wacongne C., van Ham AF. i in.: 3D printing and modelling of customized implants and surgical guides for non-human primate. *Journal of Neuroscience Methods* 286 (2017) 38-55.



**Krzysztof Rokosz¹, Tadeusz Hryniewicz¹, Katarzyna Tandecka¹, Steinar Raaen²,
Sofia Gaiaschi³, Patrick Chapon³, Winfried Malorny⁴, Dalibor Matýsek⁵, Lukasz
Dudek¹**

¹ Politechnika Koszalińska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Systemów Technicznych i Informatycznych, Koszalin, Polska; rokosz@tu.koszalin.pl (K.R.), tadeusz.hryniewicz@tu.koszalin.pl (T.H.), katarzyna.tandecka@tu.koszalin.pl (K.T.), lukasz.dudek@tu.koszalin.pl (Ł.D.), kornel.pietrzak@s.tu.koszalin.pl (K.P.)

² Norwegian University of Science and Technology (NTNU), Department of Physics, Trondheim, Norway, steinar.raaen@ntnu.no

³ HORIBA FRANCE S.A.S., Palaiseau, France, sofia.gaiaschi@horiba.com (S.G.), patrick.chapon@horiba.com (P.C.)

⁴ Hochschule Wismar-University of Applied Sciences Technology, Business and Design, Faculty of Engineering, Wismar, Germany; winfried.malorny@hs-wismar.de

⁵ VŠB—Technical University of Ostrava, Institute of Geological Engineering, Faculty of Mining and Geology, Ostrava, Czech Republic, dalibor.matysek@vsb.cz

WYTWARZANIE I CHARAKTERYSTYKA POROWATYCH POWŁOK ZAWIERAJĄCYCH MIEDŹ NA PODŁOŻU TYTANOWYM, Z WYKORZYSTANIEM PLAZMOWEGO UTLENIANIA ELEKTROLITYCZNEGO

Plazmowe Utlenianie Elektrolityczne (Plasma Electrolytic Oxidation) jest procesem pozwalającym na uzyskanie porowatych powłok na biomateriałach, do których można zaliczyć między innymi tytan i jego stopy. W prezentacji przedstawiono sposób wytwarzania tych powłok na tytanie w elektrolitach zawierających trójwodny azotan(V) miedzi(II) w stężonym kwasie ortofosforowym (85% wag.) z wykorzystaniem kontroli napięciowej przy napięciach 450 V, 550 V, 650 V. Do opisu geometrii powierzchni otrzymanych powłok posłużono się skaningową mikroskopią elektronową (SEM) oraz konfokalną laserową mikroskopią skaningową (CLSM), natomiast w celu zbadania składu chemicznego wykorzystano dyspersję energii promieniowania rentgenowskiego (EDS), rentgenowską spektroskopię fotoelektronów (XPS), dyfraktometrię rentgenowską (XRD), optyczną spektroskopię emisyjną w wyładowaniu jarzeniowym (GDOES) oraz jako badania elektrochemiczne, tj. polaryzację potencjodynamiczną (PDP). W oparciu o przeprowadzone analizy stwierdzono, że zarówno skład chemiczny elektrolitu jak i napięcie procesu PEO mają wpływ na właściwości geometryczne powierzchni oraz skład chemiczny uzyskiwanych powłok PEO zawierających miedź.

Prezentowane wyniki powstały w ramach projektu dofinansowanego przez Grant OPUS 11 z Narodowego Centrum Nauki (NCN) o numerze rejestracyjnym 2016/21/B/ST8/01952, pod tytułem "Opracowanie modeli nowych porowatych powłok powstałych na tytanie z wykorzystaniem Plazmowego Utleniania Elektrochemicznego w elektrolitach zawierających kwas fosforowy oraz azotany wapnia, magnezu, miedzi i cynku".



Adam Sobantka

Dyrektor Zakładu ds. Certyfikacji Wyrobów Medycznych w Polskim Centrum Badań i Certyfikacji S.A., 02-600, Warszawa, Polska

KOMERCJALIZACJA PROJEKTU WYROBU MEDYCZNEGO NA RYNKU W KONTEKŚCIE PRZEPISÓW PRAWA

Co roku na polskich uczelniach w obszarze wyrobów medycznych rozpoczyna się wiele projektów badawczych. Świadczyć to niewątpliwie o dynamicznym rozwoju nauki w Polsce. Jednakże dane mówiące o komercjalizacji tych projektów ukazują drugą stronę medalu. Szacuje się, że stopień komercjalizacji nowych projektów wynosi około 1 do 5 %. Oczywistym jest, że nie każdy rozpoczęty projekt zostanie skomercjalizowany, bowiem nie jest celem wszystkich projektów ich późniejsza komercjalizacja. Niewątpliwie każdy rozpoczęty projekt badawczy przyczynia się do rozwoju nauki i gospodarki, sprzyjając przy tym innowacyjności. Jednakże w przypadku pomyślnego zakończenia projektu i podjęciu decyzji o jego komercjalizacji, można powiedzieć, że projekt wchodzi w nową fazę, która może okazać się dużo trudniejsza od samego etapu projektowania i badań nowych rozwiązań. Droga do komercjalizacji projektu naukowego może okazać się trudna, lecz nie jest niemożliwa do przejścia. Kluczem do sukcesu jest uświadomienie sobie o możliwości komercjalizacji projektu, już na etapie badań, ponieważ komercjalizując na rynku wyrób medyczny trzeba spełnić szereg wymagań prawnych i normatywnych. Zbyt późne uświadomienie sobie konieczności spełnienia wymagań prawnych może mieć znaczący wpływ na opłacalność wdrożenia do sprzedaży nowego wyrobu medycznego [1].

LITERATURA

1. Ustawa z dnia 20 maja 2010 r. o wyrobach medycznych.



Jerzy Ratajski, Ewa Czerwińska, Łukasz Szparaga, Katarzyna Mydłowska

Politechnika Koszalińska, Wydział Technologii i Edukacji, Katedra Inżynierii Biomedycznej, 75-453, Koszalin, Polska, ewa.czerwinska@tu.koszalin.pl

BADANIE WŁAŚCIWOŚCI MECHANICZNYCH, KOROZYJNYCH I PRZECIWDROBNOUSTROJOWYCH POWŁOK NA BAZIE ZrC

Adhezja drobnoustrojów do powierzchni implantów i powstawanie biofilmu są krytyczne dla wielu zastosowań biomedycznych. Biofilmy indukowane przez przywiązanie bakteryjne odpowiadają za około 65% zakażeń, takich jak np. choroby przyzębia czy zakażenia około-implantu. Odnotowuje się różne powinowactwa adhezji bakterii dla różnych materiałów [1-3]. Stąd celem prezentowanych badań była ocena powłok ZrC na stali medycznej pod kątem możliwości ich wykorzystania w implantologii stomatologicznej.

Powłoki ZrC nanoszone były metodą impulsowego, reaktywnego rozpylania magnetronowego na wypolerowanych podłożach ze stali 316L w formie krążków. Rozpylanie z metalicznego targetu Zr prowadzono w atmosferze Ar + C₂H₂. Powłoki różniące się stężeniem węgla otrzymano zmieniając ciśnienie cząstkowe gazu reaktywnego w komorze technologicznej poprzez zmianę natężenia przepływu acetylenu w granicach 2,5 – 6,5 sccm.

Wrażliwość drobnoustrojów na wszystkie zastosowane powłoki stwierdzono w przypadku *Streptococcus salivarius*. Najlepszym działaniem bakteriostatycznym cechowała się powłoka o budowie fazowej składającej się ze stechiometrycznego węgla cyrkonu (ZrC), w której stężenie węgla wynosiło 49-50% at.. Najbardziej odporne na kolonizację drobnoustrojami żywymi okazały się powłoki ZrC o stężeniu węgla odpowiednio 61 i 75% at., w których budowę fazową stanowiła mieszanina węgla ZrC i amorficznego węgla. Z kolei, najsilniej kolonizowane przez żywe drobnoustroje były powierzchnie powłok stężeniu węgla ok. 30% at. Spośród badanych drobnoustrojów najmniejszą adhezję żywych komórek zaobserwowano dla *Candida albicans*, natomiast największą dla *Staphylococcus aureus*.

Uzyskane w badaniu wyniki wskazują, że powłoki ZrC charakteryzują się niskim potencjałem kolonizacyjnym, a zatem są dobrym kandydatem do pokrywania implantów, jeżeli zawartość węgla będzie wynosiła powyżej 49 %.

LITERATURA

- 1.Chang Y., Huang H.-L., Lai C.-H. i in.: Analyses of Antibacterial Activity and Cell Compatibility of Titanium Coated with a Zr–C–N Film, PloS one 8(2) (2013) e56771.
- 2.Mabboux F., Ponsonnet L., Morrier J.-J. i in.: Surface free energy and bacterial retention to saliva-coated dental implants materials: an in vitro study, Colloids and Surfaces B: Biointerfaces 39(4) (2004) 199-205.
3. Rimondini L., Cerroni L., Carrassi A.: Bacterial Adhesion on Commercially Pure Titanium and Zirconium Oxide Disks: An In Vivo Human Study Journal of Periodontology, 75(2) (2004) 292-296.

**Katarzyna Zasińska^{1*}, Tomasz Seramak²**¹*Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Konstrukcji Maszyn i Pojazdów, 80-233, Gdańsk, Polska, *katzasin@pg.edu.pl*²*Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, 80-233, Gdańsk, Polska*

ZASTOSOWANIE DRUKU 3D W INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ - OD POMYSŁU DO REALIZACJI

Metody przyrostowe rozwijane od początku lat 90-tych ubiegłego stulecia na całym świecie umożliwiają nie tylko wytworzenie rzeczywistego modelu pogładowego czy prototypu, ale przyczyniły się do tworzenia „na gotowo” funkcjonalnych elementów, a rozwój inżynierii biomedycznej doprowadził do wytwarzania personalizowanych implantów, dzięki którym poprawia się komfort życia i sprawność pacjentów. Struktury porowate coraz częściej stosowane są jako uzupełnienia ubytków tkanki kostnej. Odpowiedni rozmiar porów i połączeń między porami decyduje o przenikaniu i mineralizacji tkanki, dając dobre i trwałe połączenie implantu z kością [1]. Niestety procesy rekonstrukcji ubytków dotychczas stosowanymi metodami oraz wytwarzanie implantów stomatologicznych i ortopedycznych przez odlewanie i frezowanie są kosztochłonne i pracochłonne. Zastosowanie nowych metod wytwarzania takich jak metoda SLM, znacznie przyspiesza proces otrzymywania nowych rozwiązań oraz umożliwia otrzymywanie implantów o złożonym kształcie.

Autorzy przedstawią swoje rezultaty badań wykorzystania metody SLM w inżynierii biomedycznej m.in.: wytwarzanie struktur litych i porowatych (skafoldów) jako materiałów kościozastępczych, opracowanie technologii wytwarzania podbudów protetycznych metodą druku 3D (SLM) oraz badania wstępne kotwiczek do zespalania ścięgien zginaczy. Zastosowanie nowych metod wytwarzania zwłaszcza selektywnego przetapiania laserem proszków metali - pozwoliły na optymalizację i kontrolowane wytwarzanie struktur porowatych, których własności mechaniczne i wytrzymałość są porównywalne do materiału litego oraz otrzymanie podbudów protetycznych charakteryzujących się dobrymi własnościami mechanicznymi oraz budową wewnętrzną [2, 3].

LITERATURA

1. Zieliński A., Serbiński W., Seramak T. i in.: Innowacyjne technologie kształtowania właściwości materiałów konstrukcyjnych i biomedycznych. Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej, 2018, Gdańsk, ISBN 978-83-7348-723-9
2. Seramak T., Zasińsk K., Zieliński A., Andrykowski J., Andrykowska-Ignaczak A., Motyl M.: Prosthetic Elements Made of the Ti-13Zr-13Nb Alloy by Selective Laser Melting. *Advances in Materials Science* 17 (3) (2017) 54–61.
3. Seramak T., Zasińsk K., Zieliński A., Gubański M.: 3D Printing of Metallic Implants. *World Journal of Research and Review* 5 (4) (2017) 1-4.

**Barbara Szaraniec**

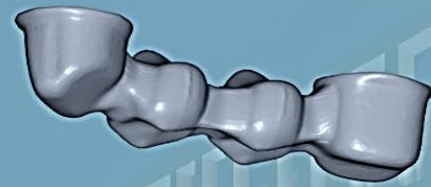
Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki,
Katedra Biomateriałów i Kompozytów, 30-059, Kraków, Polska, szaran@agh.edu.pl

**WYKORZYSTANIE NANOMATERIAŁÓW W MODYFIKACJI
POWIERZCHNI IMPLANTÓW TYTANOWYCH**

Tytan i jego stopy stosowane są na implanty stomatologiczne i ortopedyczne od ponad pięćdziesięciu lat. Ich wysoka biogodność, dobre właściwości mechaniczne i zdolność do osteointegracji z tkanką kostną sprawiają, że w wielu zastosowaniach pozostają bezkonkurencyjne [1,2]. Mimo ich licznych zalet, nie ustają prace nad udoskonaleniem implantów tytanowych. Dotyczą one różnych aspektów m.in. modyfikacji składu chemicznego i fazowego stopów, optymalizacji geometrii i mikrostruktury wszczepów, oddziaływania z otaczającymi tkankami, czy problematyki zastosowania nowych technologii w otrzymywaniu implantów tytanowych [3,4]. Szczególne zainteresowanie wielu badaczy budzi powierzchnia implantów i możliwości jej modyfikacji. Powierzchnia jako pierwsza kontaktuje się bowiem z żywą tkanką, wpływając tym samym na wczesną odpowiedź biologiczną. Poprzez modyfikację powierzchni możliwa jest dalsza poprawa biogodności implantu, związana z ograniczeniem korozji i przedostawaniem się jonów metali do środowiska biologicznego, poprawa osteointegracji związana z uzyskaniem odpowiedniej topografii i/lub zwilżalności powierzchni, jak również zmiana odpowiedzi biologicznej związana z wprowadzeniem dodatkowych substancji aktywnych [5-7]. W niniejszej pracy przedstawiono kilka przykładów modyfikacji tytanu mających na celu uzyskanie nanotopografii powierzchni oraz wprowadzenie aktywnych biologicznie nanocząstek (srebra, grafenu, tlenku grafenu, fosforanów wapnia) o działaniu bakteriobójczym i/lub bioaktywnym. Zastosowano proste i tanie metody modyfikacji (m.in. redukcja soli srebra, *dip-coating*). Na podstawie badań właściwości powierzchni materiałów (zwilżalności, energii powierzchniowej, chropowatości), badań *in vitro* w płynach (woda, PBS, SBF) oraz badań komórkowych wytypowano najbardziej obiecujące modyfikacje. W efekcie otrzymano wielofunkcyjne materiały implantacyjne mogące znaleźć zastosowanie w chirurgii kostnej.

LITERATURA

1. Brånemark P.I.: Osseointegration in Craniofacial Reconstruction, Quintessence 1998.
2. Makuch K., Koczorowski R.: Biokompatybilność tytanu oraz jego stopów wykorzystywanych w stomatologii. Dent Med 47 (2010) 81–88.
3. Szaraniec B., Goryczka T.: Structure and properties of Ti-Ag alloys produced by powder metallurgy. J Alloy Compd 709 (2017) 464-472.
4. Pałka K., Szaraniec B.: Microstructural analysis of porosity-graded titanium sinters using microtomography. Eng Biomat 15 (2012) 26-30.
5. Kulkarni M., Mazare A., Gongadze E. i in.: Titanium nanostructures for biomedical applications. Nanotechnology 26 (2015) 062002.
6. Ścisłowska-Czarnecka A., Menaszek E., Szaraniec B. i in.: Ceramic modifications of porous titanium: effects on macrophage activation. Tissue and Cell 44 (2012) 391-400.
7. Pokrowiecki R., Zaręba T., Szaraniec B. i in.: In vitro studies of nanosilver-doped titanium implants for oral and maxillofacial surgery. Int J Nanomed 12 (2017) 4285.



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

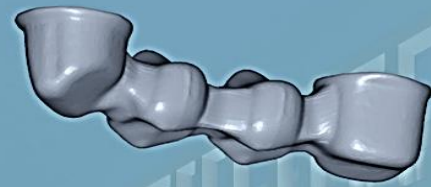
Anna Mazur, Jacek Chęcmanowski, Bogdan Szczygiel

Politechnika Wroclawska, Wydział Chemiczny, Zakład Zaawansowanych Technologii Materiałowych, 50-373, Wrocław, Polska, anna.mazur@pwr.edu.pl

WPLYW CERAMICZNYCH WARSTW Z DODATKIEM Y_2O_3 NA ODPORNOŚĆ KOROZYJNĄ I BIOAKTYWNOŚĆ STALI 316L W ROZTWORZE SBF

Powłoki ceramiczne SiO_2 - Y_2O_3 wytworzono metodą zol-żel w celu ochrony przed korozją stali 316L. Hybrydowe warstwy tlenkowe zostały zsyntetyzowane z tetraetoksylanu (TEOS) i azotanu(V) itru(III). 3-warstwowe powłoki nanoszono techniką zanurzeniową i ekspozowano je w roztworze SBF (Simulated Body Fluid) w $36,6^\circ C$. Strukturę i morfologię powierzchni powłok badano za pomocą skaningowej mikroskopii elektronowej (SEM). Analizowano skład chemiczny (EDS) wytwarzanych warstw w celu oceny przyrostu ceramiki apatytowej. Przeprowadzono charakterystykę chropowatości podłoża i powłok przy użyciu profilometru 3D. Adhezję warstwy do podłoża oceniano metodą zarysowania (scratch-test). Skuteczność warstw dla ochrony antykorozyjnej stali 316L określono w stałoprądowych badaniach potencjodynamicznych w roztworze SBF.

Otrzymane powłoki charakteryzowały się niejednorodną i chropowatą powierzchnią. Analiza składu chemicznego potwierdziła obecność wapnia i fosforu o stosunku Ca/P od 0,5 do 2 na powierzchni warstw SiO_2 - Y_2O_3 . Wraz ze wzrostem czasu ekspozycji odporność na korozję wzrastała z $8 \cdot 10^4 \Omega \cdot cm^2$ do $2,0 \cdot 10^5 \Omega \cdot cm^2$. Najlepsze okazały się próbki zawierające warstwy Y_2O_3 .

**Beata Kucharska**

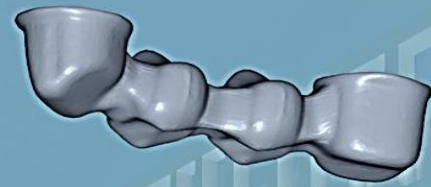
*Politechnika Warszawska, Wydział Inżynierii Materiałowej, Zakład Inżynierii Powierzchni,
bhkucharska@gmail.com*

**MODYFIKACJA STOPÓW TYTANU HYDROKSYAPATYTEM
DO ZASTOSOWAŃ W IMPLANTOLOGII**

Modyfikacja powierzchni stopów tytanu stosowanych w medycynie do wytwarzania implantów ma na celu wzrost szybkości procesów osteointegracji implantu z kością. Można to osiągnąć poprzez wytworzenie na powierzchni stopu tytanu powłoki hydroksyapatytu (HAp). W procesach wytwarzania tego typu powłok głównym problemem jest zapewnienie dobrej adhezji do tytanowego podłoża [1-3]. W pracy badano wpływ warunków prądowych oraz składu elektrolitu na mikrostrukturę i właściwości warstw hydroksyapatytowych wytwarzanych metodą elektrochemiczną na podłożu ze stopu tytanu. Przedstawiono morfologię, topografię powierzchni oraz skład chemiczny wytworzonych warstw wykonanych technikami SEM (scanning electron microscopy) oraz EDS (Energy-dispersive X-ray spectroscopy). Metodą Vickersa określono mikrotwardość podłoża oraz warstw hydroksyapatytowych. Badania adhezji wykonano metodą zarysowania. Zrealizowane badania wykazały, że zarówno skład elektrolitu, jak również parametry prądowe wpływają na skład chemiczny i mikrostrukturę powłok HAp. Odpowiednia modyfikacja parametrów procesowych wytwarzania powłok HAp pozwala na zwiększenie adhezji do podłoża.

LITERATURA

1. Changmin H., Le Y., Mei W.: Sectioning studies of biomimetic collagen-hydroxyapatite coatings on Ti-6Al-4V substrates using focused ion beam. *Applied Surface Science* 444 (2018) 590-597
2. Kucharski D.: Właściwości kompozytowych, warstwowych powłok tlenkowo -hydroksyapatytowych wytwarzanych metodą zol - żel na stopie tytanu Ti6Al7Nb. II Wyjazdowa Sesja Naukowa Doktorantów Politechniki Łódzkiej, Rogów, 2012
3. Jasinski J.J, Lubas M., Kurpaska L. i in.: Functionalization of Ti99.2 substrates surface by hybrid treatment investigated with spectroscopic methods. *Journal of Molecular Structure* 1164 (2018) 412-419

**Michał Bartmański**

*Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, 80-233, Gdańsk,
michal.bartmanski@pg.edu.pl*

WYTWARZANIE POWŁOK HYDROKSYAPATYTOWYCH Z OSŁONĄ BIOLOGICZNĄ NA STOPIE TYTANU

Zapotrzebowanie na operacje wymiany uszkodzonych struktur kostnych, wynikające głównie ze wzrostu długości ludzkiego życia, ciągle rośnie. Rosnące zapotrzebowanie na implanty spowodowało intensywny rozwój inżynierii biomateriałów.

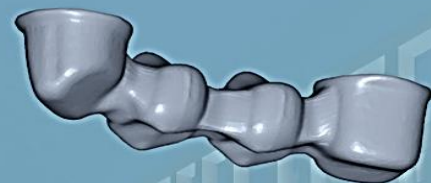
Obecnie najczęściej stosowanym materiałem na implanty długotrwałe jest tytan i jego stopy, głównie Ti-6Al-4V, mniej Ti-6Al-7Nb. Niestety potwierdzony został szkodliwy wpływ aluminium i wanadu na organizm ludzki. Aluminium powoduje zmniejszenie gęstości kości wokół implantu oraz prowadzić może do choroby Alzheimera, a wanad prowadzi do zmian neurologicznych w mózgu. Coraz większe zainteresowanie uzyskuje nietoksyczny stop Ti-13Zr-13Nb o bardziej zbliżonych właściwościach mechanicznych do ludzkiej kości.

W celu zapobiegania zjawiska metalozy oraz poprawy odporności korozyjnej wytwarza się, na powierzchni tytanowych implantów, powłoki hydroksyapatytowe. Te stosowane obecnie, wytwarzane metodą natryskiwania cieplnego, charakteryzują się dużą grubością i niską adhezją do podłoża. Metoda elektroforetyczna pozwala uzyskać powłoki HAp o szerokim spektrum grubości na podłożu o zróżnicowanym kształcie. Ponadto jest ona tania i nieskomplikowana, a możliwość kontroli zmiennych parametrów procesu pozwala uzyskać powłoki o konkretnych właściwościach [1,2].

Zakażenia bakteryjne są jedną z przyczyn obłuzowania implantów oraz w konsekwencji konieczności wykonania zabiegu rewizyjnego. W celu zapewnienia osłony biologicznej powłok hydroksyapatytowych wykorzystuje się domieszkowanie ich najczęściej srebrem, rzadziej miedzią. Nie spotkano jednak doniesień literaturowych na temat domieszkowania powłok hydroksyapatytowych srebrem i miedzią równocześnie [3,4].

LITERATURA

1. Chen Q., Thouas G.A.: Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering R: Reports*. 87 (2015) 1–57.
2. Boccaccini R., Keim S., Ma R., Li Y., Zhitomirsky I.: Electrophoretic deposition of biomaterials. *Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society*. 7 (2010) 581–613.
3. Bartmanski M., Cieslik B., Głodowska J., Kalka P.: Electrophoretic deposition (EPD) of nanohydroxyapatite - nanosilver coatings on Ti13Zr13Nb alloy. *Ceramics International*. 43 (2017) 11820–11829.
4. Hadidi M., Bigham A., Saebnoori E., Hassanzadeh-Tabrizi S.A., Rahmati S., Alizadeh Z.M., Nasirian V., Rafienia M.: Electrophoretic-deposited hydroxyapatite-copper nanocomposite as an antibacterial coating for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology*. 321 (2017) 171–179.



Grzegorz Rotta

Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Konstrukcji Maszyn i Pojazdów, 80 -233,Gdańsk, Polska, grotta@pg.edu.pl

BADANIA WYTRZYMAŁOŚCIOWE NOWYCH KONCEPCJI ZESPOLEŃ ŚCIĘGIEN ZGINACZY WSPOMAGANE POPRZEZ TECHNIKI DRUKU 3D

W pracy przedstawiono wyniki wstępnych badań doświadczalnych kotwiczek do zespalania ścięgien zginaczy. Obecnie zespalanie zerwanych ścięgien odbywa się najczęściej z użyciem nici chirurgicznych, poprzez wykonanie różnego rodzaju węzłów chirurgicznych. Jedną z istotnych wad tej metody jest to, że w przypadku wiązań wielokrotnych, obecność nici w strefie zszycia zwiększa objętość ścięgna powodując zgrubienie oraz zmniejszenie powierzchni zrostu. Ponadto obecność supełków zapewniających, że wiązanie się nie rozwiąże może powodować podrażnienia i stany zapalne w strefie zespolenia. Stąd postulat mówiący, że zastosowanie kotwiczek, które byłyby całkowicie schowane w łączonych ścięgnach w znacznym stopniu zmniejszyłoby problemy związane z obecnością nadmiaru nici chirurgicznych i drażniących supełków. Głównym celem badań było określenie potencjalnych możliwości zespalania zerwanych ścięgien łącznikami, które byłyby całkowicie schowane w ścięgniach. Wśród badanych kotwiczek były konstrukcje wykonane metodą obróbki plastycznej, głównie poprzez gięcie oraz metodą druku 3D i ich skuteczność porównano do klasycznych zespołów wykonywanych niemi chirurgicznymi. Badania wykazały potencjalnie dużą nośność testowanych kotwiczek, porównywalną z tradycyjnymi niemi chirurgicznymi.

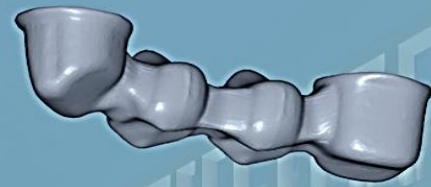
**Piszczek Piotr, Radtke Aleksandra***Uniwersytet Mikołaja Kopernika, Wydział Chemii, Katedra Chemii Nieorganicznej i Koordynacyjnej, Toruń,
Polska, piszczek@chem.umk.pl*

BIOAKTYWNE NANOCZĄSTKI SREBRA WYTWARZANE METODAMI CVD I ALD NA PODŁOŻACH IMPLANTÓW TYTANOWYCH

Przeprowadzono badania nad wytwarzaniem nanocząstek srebra (AgNPs) na powierzchniach implantów tytanowych stosując techniki chemicznego osadzania z fazy gazowej (CVD) oraz osadzania warstw atomowych (ALD) [1,2]. Zastosowane techniki nie są szeroko stosowane w produkcji biomateriałów, chociaż pozwalają one na dokładną kontrolę zarodkowania i wzrostu pojedynczych cząstek lub warstw. Szybki rozwój obu wyżej wymienionych metod, związany z wprowadzeniem nowych prekursorów, udoskonaleniem aparatury i optymalizacją warunków osadzania, spowodował wzrost zainteresowania ich zastosowaniem w produkcji materiałów o ściśle określonej strukturze, morfologii, właściwościach fizykochemicznych i biologicznych, a także charakteryzują się wysoką czystością. Najważniejszą zaletą wymienionych technik jest możliwość kontrolowania produkcji AgNPs na podłożach o różnym kształcie, morfologii i strukturze powierzchni. W zależności od rodzaju zastosowanego prekursora i warunków osadzania (temperatura osadzania, czas, szybkość osadzania) można wytworzyć jednorodne nanowarstwy srebra, zdyspergowane nanocząstki srebra lub ich agregaty, a także powłoki nanokompozytowe wzbogacone nanocząsteczkami srebra. Poprzez kontrolowanie zarodkowania i warunków wzrostu nanocząstek staje się możliwe ukierunkowanie wielkości osadzonych AgNPs, ich struktury, stabilności, czystości i ich umiejscowienia na powierzchni podłoża. W ten sposób staje się możliwa optymalizacja właściwości fizykochemicznych i bioaktywności wytworzonych materiałów. Z biomedycznego punktu widzenia ważną kwestią jest zdolność nanocząsteczek srebra do uwalniania jonów. Zastosowanie metod CVD i ALD umożliwia wytwarzanie materiałów, które mogą być stosowane, jako środek biobójczy w technologiach biomedycznych i kosmetycznych, ale także w przemyśle spożywczym i włókienniczym.

LITERATURA

1. Piszczek P., Lewandowska Ż., Radtke A. i in.: Biocompatibility of Titania Nanotube Coatings Enriched with Silver Nanograins by Chemical Vapor Deposition. *Nanomaterials* 7 (2017) 274.
2. Radtke A., Jędrzejewski T., Kozak W. i in.: Optimization of the silver clusters PEALD process on the surface of 1-D titania coatings. *Nanomaterials* 7 (2017) 193.

**Andrzej Zieliński**

Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, 80-233, Gdańsk, Polska, azielins@pg.edu.pl

IMPLANT STOMATOLOGICZNY PRZYSZŁOŚCI

Implanty zębów są stosowane od czasów antycznych. Ta pierwsza generacja implantów wytwarzana była z kości słoniowej, żelaza i drewna, czy nawet zębów osób nieżyjących. Druga generacja to implanty metalowe, tytanowe lub tantalowe. Generacja trzecia to implanty śrubowe Ingmara Bränemarka, stosowane najpowszechniej do tej pory, początkowo w formie jedynie maszynowo obrobionego tytanu technicznego. Generacja czwarta to implanty o powierzchni modyfikowanej w różny sposób: przez trawienie kwaśne lub zasadowe, naniesienie związków fluoru, tlenku tytanu lub nanohydroksyapatytu. Ten kierunek badań rozwijany jest do dziś, choćby przez subtelną obróbkę laserową w skali nano i mikro, czy powłoki kompozytowe lub bioaktywne stosowane w celu przyspieszenia procesu zrastania implantu z dziąsłem i stabilizacji pierwotnej. Ta modyfikacja powierzchniowa okazała się jednak w wielu przypadkach zdolna wywołać powstawanie jednostki chorobowej zwanej periimplantitis. Piąta generacja to implanty śrubowe hybrydowe, specjalnie zaprojektowane w celu zapobiegania periimplantitis, czy to przez zróżnicowanie chropowatości powierzchni w części dolnej i górnej implantu, czy przez dodatek kwasu hialuronowego, czy domieszki biobójczych nanometali. Generacja szósta to implanty personalizowane tytanowe, o kształcie niekołowym, wytwarzane metodą druku 3D, mocowane mechanicznie dzięki szczególnej sprężystej konstrukcji, bądź chemicznie z zastosowaniem szybkowiążącego kleju lub cementu. Wreszcie implant przyszłości to implant całkowicie personalizowany, oparty na skafoldzie hydroksyapatytowym z porami wypełnionymi biodegradowalnym polimerem. Personalizacja implantu polegać będzie nie tylko na konstrukcji odwzorowującej kształt zębodołu, ale także na budowie skafoldu dostosowanej do struktury kości (stopień osteoporozy, gęstość kości), jak też na ocenie biochemicznego zachowania się organizmu wobec substancji bioaktywujących proces tworzenia nowej tkanki kostnej, a więc komórek macierzystych i czynników wzrostu, czy substancji bakteriobójczych. Modelowanie personalizowanego implantu opierać się będzie na zastosowaniu skanowania ultradźwiękowego i (lub) radiografii (tomografii komputerowej), ale także gałęzi wiedzy takich, jak transkryptomika, proteomika, metabolomika, a wreszcie – sztucznej inteligencji. Implant przyszłości to pole do współdziałania specjalistów z obszaru inżynierii biomateriałów, lekarzy, biochemików i informatyków.

**Magdalena Zorychta**

*Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych,
Gliwice, Polska, magdalena.zorychta@polsl.pl*

**TECHNOLOGIA SELEKTYWNEGO TOPIENIA LASEROWEGO W
INŻYNIERII STOMATOLOGICZNEJ**

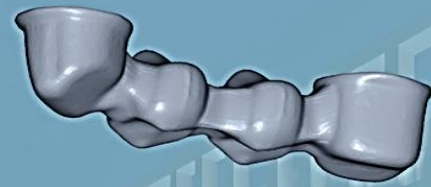
Implanty stomatologiczne są formą uzupełnienia układu stomatognatycznego mającą na celu przywrócenie funkcji, które zostały zaburzone w wyniku zmian ponowotworowych, poprawę jakości żucia, przywrócenie właściwej okluzji, a także zwiększenie estetyki i samooceny pacjenta. Dzisiejsza technologia pozwala na bardzo dokładne wytworzenie uzupełnień ubytków żuchwy ze względu na liczną gamę programów wspomagających proces ich wytwarzania. Jedną z tych metod jest selektywne topienie laserowe „SLM” będące uniwersalną techniką, wykorzystującą wiązkę laserową do spiekania sproszkowanych materiałów oraz tworzenia obiektów trójwymiarowych - 3D.

SLM jest procesem produkcji dodatków na bazie proszku, m. in. tytanu i jego stopów. Do najważniejszych parametrów zaliczana jest: moc lasera, prędkość skanowania, grubości warstwy na zniekształcenia oraz porowatość związana z naprężeniami szczątkowymi. Części metalowe wytwarzane w procesie SLM wykazują niską porowatość oraz dobrą wytrzymałość mechaniczną. Jednak duży gradient temperatury podczas procesu powoduje, że materiał zachowuje wysokie naprężenia termiczne. Główną zaletą tej technologii stanowi wysoka wytrzymałość uzyskanych części np. implantów tytanowych oraz szeroki zakres możliwych materiałów wykorzystywanych w inżynierii stomatologicznej.

W ramach badań najważniejsze było odwzorowanie warunków podparcia modelu żuchwy w stawie skroniowo-żuchwowym oraz warunków obciążeń zgryzowych, zwłaszcza działania najbardziej niekorzystnych dla zespolenia implantu z kością skośnych sił towarzyszących żuciu, które pozwoliły na ocenę wpływu różnych rozwiązań materiałowych i konstrukcyjnych implantów na naprężenia w strefie zespolenia co w konsekwencji pozwala na wytworzenie indywidualnych implantów ubytków żuchwy.

LITERATURA

1. Dobrzański L. A., Podstawy nauki o materiałach i metaloznawstwo, WNT (2002).
2. Jan Marciniak, Biomateriały, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej (2013).
3. P. Siemiński, G. Budzik, Techniki przyrostowe. Druk 3D. Drukarki 3D, OWPW (2015).

**Agnieszka Ossowska**

Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, 80-233, Gdańsk, Polska, agnieszka.ossowska@pg.edu.pl

**WYTWARZANIE I WŁAŚCIWOŚCI KOMPOZYTOWYCH WARSTW
TLENKOWYCH UZYSKANYCH NA STOPIE Ti₁₃Nb₁₃Zr
W ZASTOSOWANIACH MEDYCZNYCH**

Implantowane biomateriały tytanowe muszą spełniać szereg kryteriów – wykazywać biogodność, charakteryzować się wytrzymałością długoczasową na działanie naprężeń stałych i zmiennych, wreszcie posiadać odporność korozyjną w środowisku fizjologicznym. Pomimo bardzo dobrych właściwości stopów tytanu, nadal podnoszone są kwestie dotyczące zużycia wywołanego korozją, obłuzowania się implantu, uszkodzenia (złamanie, łuszczenie) endoprotezy spowodowanego oddziaływaniem zbyt dużych naprężeń, a także czynników biologicznych (stany zapalne, alergię). Chcąc uniknąć takich problemów stosuje się zmiany składu chemicznego i/lub modyfikacje warstwy wierzchniej materiałów implantowanych. Istnieje szereg metod modyfikacji - szlifowanie, polerowanie, utlenianie elektrochemiczne, techniki laserowe, natryskiwanie, techniki plazmowe. W efekcie przeprowadzonych modyfikacji zmieniamy strukturę i właściwości warstwy wierzchniej, która decyduje o jakości integracji implantu z organizmem, powierzchni kontaktu implantu z otaczającą kością i o jego żywotności - czasie pozostawania w organizmie.

Celem przeprowadzonych badań była taka modyfikacja powierzchni implantów tytanowych, która doprowadziłaby do wzrostu niezawodności i trwałości implantu oraz stabilności długoczasowej implantów metalowych przenoszących obciążenia. Do badań, spośród czterdziestu dopuszczonych do zastosowań medycznych stopów tytanu, ze względu na odpowiednie właściwości i skład chemiczny (pierwiastki obojętne dla organizmu człowieka), wybrano stop Ti₁₃Nb₁₃Zr. Nowa koncepcja zakłada przede wszystkim wytworzenie warstw tlenkowych o odmiennej budowie - amorficznej, krystalicznej, nanorurkowej, na stopie tytanu z wykorzystaniem dwóch odmiennych technik – utleniania termicznego i elektrochemicznego. Pierwsza, wewnętrzna warstwa ma znacząco zwiększyć odporność korozyjną, zapobiegając przenikaniu jonów ze stopu do środowiska wokół implantu. Natomiast druga, zewnętrzna warstwa, o budowie nanorurkowej ma zapewnić lepszą biomineralizację, a co za tym idzie – wzrost bioaktywności stopu.

**Milena Supernak-Marczewska**

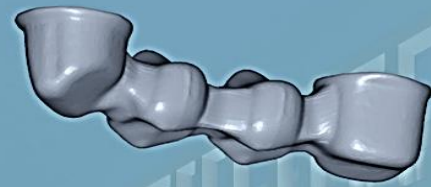
Politechnika Gdańska, Wydział Oceanotechniki i Okrętownictwa, Katedra Technologii Obiektów Pływających, Systemów Jakości i Materiałoznawstwa, 80-233, Gdańsk, Polska milsuper@pg.edu.pl

**HYBRDOWE POWŁOKI NA IMPLANTACH TYTANOWYCH
Ti13Nb13Zr O ZWIĘKSZONEJ AKTYWNOŚCI BIOLOGICZNEJ
I PODWYŻSZONYCH WŁAŚCIWOŚCIACH ANTYKOROZYJNYCH**

Tytan i stopy tytanu są materiałami powszechnie stosowanymi na implanty kostne. Wykorzystanie tego materiału w implantologii możliwe jest dzięki jego wysokiej biogodności, dużej odporności na korozję i wytrzymałości mechanicznej a także niskiemu przewodnictwu ciepła.

Dotychczas największą popularność zyskał stop Ti-6Al-4V, jednak wzbudził on wiele zastrzeżeń odnoszących się do jego składu chemicznego, a głównie do udziału aluminium i wanadu. Obserwacje kliniczne dotyczące biotolerancji endoprotez z tego stopu wykazały, że wanad wywołuje reakcje cytologiczne i w konsekwencji zaburzenia neurogenne, a aluminium z kolei wpływa na rozmięczenie kości, uszkadza komórki nerwowe oraz niekorzystnie wpływa na aktywność i funkcję enzymów. Uwzględniono także konieczność zmiany sztywności trzpieni endoprotez adekwatnie do sztywności giętej kości i zapewnienia elastycznego zespolenia. Zaproponowano także potrzebę zmniejszenia wartości modułu sprężystości stopu. Całkowitą biotolerancję wykazuje stop tytanu Ti-13Nb-13Zr, ma on również dużo mniejszą wartość modułu sprężystości w porównaniu do stopu Ti-6Al-4V.

Skład chemiczny i własności wytrzymałościowe implantów tytanowych nie stanowią jedynego problemu w aspekcie ich szybszego powiązania z kością, mniejszego ryzyka odrzucenia wszczepu, a nawet dłuższą żywotnością. Z przeprowadzonych studiów literaturowych wynika, że biogodność i bioaktywność stopów tytanu w dużej mierze zależą od odpowiedniego przygotowania powierzchni. Do tej pory jako obróbkę powierzchniową stosowano jedynie utlenianie chemiczne, w celu uzyskania na powierzchni tlenku tytanu albo dodatkowo pokrywanych powłoką hydroksyapatytową natryskiem cieplnym. Zabiegi te nie dają oczekiwanych wyników. Prowadzone prace mają na celu taką modyfikację powierzchni stopu tytanu Ti-13Nb-13Zr, która pozwoli na uzyskanie większej biogodności oraz bioaktywności w stosunku do obecnie użytkowanych implantów wytwarzanych ze stopu Ti-6Al-4V. Proponowane badania dążą do rozwiązania problemu naukowego, jakim jest uzyskanie implantu biogodnego, o długiej stabilności oraz bioaktywności.



Paulina Strąkowska¹, Marcin Gnyba²

¹*Gdańsk University of Technology, Mechanical Engineering Faculty, Department of Materials Engineering and Bonding, 80-233, Gdansk, Poland, paulina.strakowska@pg.edu.pl*

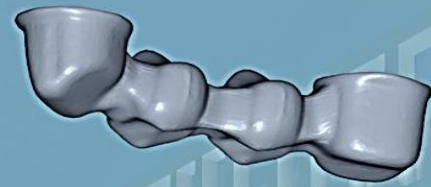
²*Gdańsk University of Technology, Faculty of Department of Metrology and Optoelectronics, 80-233, Gdansk, Poland, mgnyba@eti.pg.edu.pl*

RAMAN SPECTROSCOPIC INVESTIGATION OF HYDROXYAPATITE

Titanium alloys (e.g. Ti6Al4V) are widely used as implant materials, however they show only limited corrosion stability and osseointegration in different cases. Multilayer protective coating from the internal thin diamond film and a hydroxyapatite (HAp) top coating deposited on the alloy can improve the long-term corrosion behavior as well as the biocompatibility and bioactivity of respective surfaces. The internal polycrystalline diamond layer can be deposited e.g. by Plasma Assisted Chemical Vapor Deposition (PACVD), while the HAp coatings were formed in aqueous solutions by electrochemically assisted deposition (ECAD) at varying polarization parameters [1]. Aim of presented research was to characterize a novel surface modification, confirm quality of the protective layers as well as to compare the artificial HAp layer with natural material, which is present e.g. in bones or teeth. Raman spectroscopy was used for investigation of molecular composition of the protective layers as well as their homogeneity and continuity. Spectrum of ECAD deposited hydroxyapatite was compared with reference sample of powder hydroxyapatite and volume samples of animal bones and teeth. Moreover, internal polycrystalline diamond layers were investigated for samples prepared with different CVD process parameters. For the volume samples a long working distance fibre optic probe was applied, while for the thin layers (CVD diamond, ECAD hydroxyapatite) a microscope optics is more suitable. Raman and optical microscopy confirmed molecular composition, crystallinity, homogeneity and continuity of undoped and boron doped diamond layers. Also composition of HAp layer and mineralization of bones/teeth can be investigated [2,3]. Thus, the method can be used for quality control in manufacturing process.

LITERATURA

1. Strąkowska P., Beutner R., Gnyba M., Scharnweber D., Zieliński A.: *Materials Science & Engineering C-Materials for Biological Applications* 59 (2016) 624-635.
2. Koutsopoulos S.: *Journal of Biomedical Materials Research* 62 (4) (2002) 600-612.
3. Cuscó R., Guitián F., Aza S.de, Artús L.: *Journal of the European Ceramic Society* 18(9) (1998) 1301-1305.

**Ewa Kozłowska**

*Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny, Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, Gdańsk, 80-233,
Polska, ewa.kozłowska@pg.edu.pl*

E-PROJEKTOWANIE IMPLANTÓW INDYWIDUALNYCH

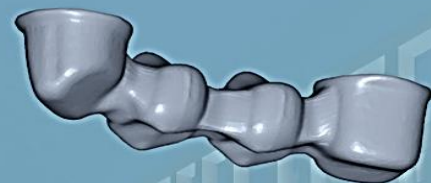
Projektowanie implantów indywidualnych wymaga wielopłaszczyznowej współpracy interdyscyplinarnej pomiędzy inżynierami a lekarzami, a także licznych konsultacji na każdym etapie [1]. Możliwość pracy w grupie zwiększa poczucie bezpieczeństwa, redukuje stres i pobudza kreatywność. Dobra komunikacja w środowisku szpitalnym zwiększa bezpieczeństwo pacjentów, a także przyczynia się do zwiększenia efektywności leczenia [2]. Potrzebne jest zatem opracowanie systemu współpracy, który usprawnia wprowadzanie nowych rozwiązań na rynek medyczny, ale rozpoczyna się już dużo wcześniej – podczas diagnostyki i przez cały dalszy proces projektowania [1,3]. Dobór odpowiednich narzędzi współpracy pozwala na praktyczne zastosowanie e-projektowania kolaboratywnego w oparciu o konsultacje prowadzone w chmurze.

Procedura e-projektowania implantów indywidualnych została doprecyzowana i przetestowana w praktyce. Na podstawie opracowanego algorytmu zaprojektowano i wykonano prototyp implantu żuchwy dla pacjenta po zabiegu resekcji kości z powodu szkliwiaka wielokomorowego [3]. Projekt implantu indywidualnego został wykonany na podstawie badania tomografii komputerowej. Fragment żuchwy objęty zmianą odtworzono za pomocą odbicia lustrzanego strony zdrowej. Przeprowadzono proces doboru materiałów konstrukcyjnych i zaproponowano rozwiązanie w postaci stopu tytanu Ti13Nb13Zr z powłoką hydroksyapatytową.

Przeprowadzona symulacja pokazuje możliwości, jakie otwiera e-projektowanie kolaboratywne, a także potwierdza ich skuteczność.

LITERATURA

1. Mikołajewska E., Mikołajewski D.: Płaszczyzny współpracy specjalistów medycznych oraz inżynierów biomedycznych i biocybernetyków, *Studia Medyczne* 29(1) (2013) 121 – 128.
2. Morschauser M.: Improving Patient Safety Through Collaboration Between Clinical Staff and Engineering Staff in Hospitals. *Journal of Clinical Engineering* 39 (3) (2014) 129-131.
3. Czaja A., Grabowska A., Kozłowska E., Pałasz P.: Przykłady dobrej praktyki w projekcie SP4CE ERASMUS+. *Zeszyty Naukowe Wydziału Elektrotechniki i Automatyki Politechniki Gdańskiej. IV Konferencja e-Technologie w Kształceniu Inżynierów*, Wydawnictwo Wydziału Elektrotechniki i Automatyki Politechniki Gdańskiej 52 (2017) 19-24.



IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI

28 CZERWCA 2018

CENTRUM NANOTECHNOLOGII B, SALA NR 8 (AUDYTORIUM)
POLITECHNIKA GDAŃSKA

Indeks autorów:

- Bartmański Michał** 12, 21
Będziński Romuald 8
Chapon Patrick 14
Chęcmanowski Jacek 19
Chłopek Jan 11
Chmielewska Agnieszka 10
Czerwińska Ewa 16
Dudek Łukasz 14
Dziaduszewska Magda 9
Gaiaschi Sofia 14
Gnyba Marcin 28
Gubańska Iga 4
Grabska Sylwia 2
Gryń Karol 11
Hryniewicz Tadeusz 14
Janik Helena 4
Kaczmarek Beata 2
Kaczmarek-Pawelska Agnieszka 8
Kozłowska Ewa 29
Kucińska-Lipka Justyna 4
Kucharska Beata 20
Lewandowska Alicja 4
Łukowicz Krzysztof 2
Mackiewicz Agnieszka 8
Majkowska-Marzec Beata 12
Malorny Winfried 14
Matýsek Dalibor 14
Mazur Anna 19
Mazurowska Julia 12
Mydlowska Katarzyna 16
Ossowska Agnieszka 26
Osyczka Anna Maria 2
Piszczyk Piotr 13, 23
Przybytek Agnieszka 4
Raaen Steinar 14
Radtke Aleksandra 13, 23
Rodziewicz-Motowidło Sylwia 5
Ratajski Jerzy 16
Rogała-Wielgus Dorota 12
Rokosz Krzysztof 14
Rotta Grzegorz 22
Seramak Tomasz 17
Sionkowska Alina 2
Sobantka Adam 15
Stodolak-Zych Ewa 3
Strąkowska Paulina 28
Supernak-Marczewska Milena 27
Szaraniec Barbara 11, 18
Szczygiel Bogdan 19
Szparaga Łukasz 16
Święzkowski Wojciech 10
Tandecka Katarzyna 14
Tarnowski Michał 7
Wojtowicz Andrzej 1
Wysocki Bartłomiej 10
Zasińska Katarzyna 17
Ziábka Magdalena 6
Zieliński Andrzej 24
Zorychta Magdalena 25

I OGÓLNOPOLSKA KONFERENCJA NAUKOWA

IMPLANTY 2018

OD IDEI DO KOMERCJALIZACJI