

Dr inż. Agnieszka Ossowska
Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania
Wydział Mechaniczny
Politechnika Gdańska

3a.
ZAŁĄCZNIK DO WNIOSKU

Autoreferat

Przedstawiający opis osiągnięć naukowych, w szczególności
określonych w art. 16 ust.2 ustawy w formie papierowej
w języku polskim

1. **Imię i nazwisko:** Agnieszka Ossowska

2. **Posiadane dyplomy i stopnie naukowe**

Uzyskany tytuł: Magister inżynier

Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny

Kierunek: Mechanika i Budowa Maszyn, Specjalność: Technologia Maszyn

Temat pracy magisterskiej: *Badania wpływu struktury stali duplex 2205 na podatność do naprężeniowego pękania korozyjnego*

Promotor: Dr inż. Jerzy Łabanowski

Data obrony: 07.07.1999 r.

Uzyskany tytuł: Doktor nauk technicznych

Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny

Dyscyplina naukowa: Inżynieria Materiałowa

Temat pracy doktorskiej: *Wpływ nagniatania na właściwości stali austenityczno-ferrytycznych stosowanych na elementy instalacji chemicznych*

Dr hab. inż. J. Łabanowski

Recenzent zewnętrzny: prof. dr hab. inż. Jerzy Nowacki, Zachodniopomorski Uniwersytet Techniczny, Szczecin,

Recenzent wewnętrzny: prof. dr inż. Włodzimierz Przybylski, Politechnika Gdańska,

Data nadania: 27.02.2008 r.

Dodatkowe kwalifikacje:

- Środowiskowe Studium Doktoranckie na Politechnice Gdańskiej, Gdańsk 1999-2004
- Podyplomowe studium pedagogiczne, Politechnika Gdańska, Gdańsk 2005
- Studia podyplomowe Zarządzanie projektem badawczym i komercjalizacja wyników badań, Wydział Zarządzania i Ekonomii, Politechnika Gdańska, Gdańsk 2011

3. **Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu**

1999-2004 Katedra Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Gdańska, student Studium Doktoranckiego

2004-2006 Katedra Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Gdańska, asystent

2005-2006 Rockfin Sp. z o.o., Nowy Tuchom, Specjalista ds. zamówień materiałowych

2006-2008 STU Ergo Hestia S.A. Sopot, Specjalista ds. likwidacji szkód komunikacyjnych

2008-2017 Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, Wydział Mechaniczny, Politechnika Gdańska, adiunkt

2014-2015 Urlop bezpłatny

Od 1.10.2017 Katedra Inżynierii Materiałowej i Spajania, Wydział Mechaniczny, Politechnika Gdańska, starszy wykładowca

4. **Wskazanie osiągnięcia naukowego stanowiącego dzieło opublikowane w całości**

Moim osiągnięciem naukowym, uzyskanym po otrzymaniu stopnia doktora, stanowiącym znaczny wkład w rozwój dyscypliny naukowej Inżynieria Materiałowa określony w art. 16.

ust. 2 pkt1. Ustawy, będącym dziełem opublikowanym w całości, jest autorska monografia habilitacyjna:

Agnieszka Ossowska, 2017, Wydawnictwo Politechniki Gdańskiej

Wytwarzanie, budowa i właściwości warstw tlenkowych uzyskanych na stopach tytanu do zastosowań biomedycznych

Recenzenci:

dr hab. inż. Krzysztof Rokosz;

prof. dr hab. inż. Maria Sozańska,

Istotny wkład wskazanego osiągnięcia do rozwoju dyscypliny naukowej Inżynieria Materiałowa związany jest z :

- opracowaniem aplikacyjnej technologii kształtowania warstw powierzchniowych z udziałem powłoki TiO_2 na podłożach tytanowych do zastosowań na wyroby implantowane,
- analizą wpływu parametrów technologicznych mających wpływ na wytworzenie warstw tlenkowych o budowie nanorurkowej w wyniku elektrochemicznego utleniania stopu tytanu typu $Ti_{13}Nb_{13}Zr$ w roztworze zawierającym jony fluorkowe;
- ustaleniem zależności mających wpływ na wytworzenie biwarstw w wyniku utleniania termicznego i elektrochemicznego, w których wewnętrzną warstwę stanowi warstwa tlenkowa o budowie amorficznej i krystalicznej, natomiast zewnętrzna warstwa wykazuje budowę nanorurkową;
- opracowaniem możliwości sterowania budową i zastosowaniem biwarstwy wskutek istotnej zależności grubości warstwy zewnętrznej od grubości warstwy wewnętrznej – wzrost grubości pierwszej warstwy powoduje spadek grubości warstwy zewnętrznej i w końcu nie pojawienie się warstwy nanorurkowej wskutek wzrostu rezystancji obwodu;
- wykazaniem, że roztwarzanie rutilu jest istotnie zależne od pH i zwiększa się wraz z jego spadkiem; jest to efekt szczególnie groźny dla implantów stomatologicznych, ale także w przypadkach wszelkich stanów zapalnych pacjentów z implantami.

Z prowadzonych analiz danych statystycznych wynika, że schorzenia układu kostno-mięśniowego stanowią obecnie poważny problem. Postęp cywilizacji, starzejące się społeczeństwo i siedzący tryb życia powodują, że narządy ruchu człowieka ulegają licznym zmianom zwyrodnieniowym. Efektem jest wzrost zapotrzebowania na implanty, które na długi okres czasu mogą zastąpić uszkodzone tkanki ludzkiego organizmu. Jako uzupełnienie defektów kostnych mogą być stosowane materiały wytworzone syntetycznie, do których należą także biomateriały metalowe.

Materiały przeznaczone do zastosowania w organizmie człowieka muszą wykazywać odpowiednie właściwości chemiczne i fizyczne, zbliżone do właściwości żywych tkanek, wysoką odporność korozyjną, biotolerancję, nie mogą być toksyczne, alergizujące ani ujawniać właściwości mutagennych i kancerogennych.

Jedną z grup biomateriałów metalowych spełniającą te kryteria są stopy tytanu, które wykazują wystarczające właściwości wytrzymałościowe, posiadają dobrą odporność korozyjną i małą gęstość. Wykazują również cechy biozgodności - brak odczynów alergicznych, jak też brak toksyczności będący efektem pasywacji. Pomimo dobrych właściwości stopów tytanu nadal podnoszone są kwestie dotyczące zużycia materiału wywołanego korozją, obluzowania się implantu, uszkodzenia (złamanie, łuszczenie) endoprotezy spowodowanego oddziaływaniem zbyt dużych naprężeń, a także czynników biologicznych – odczyny alergiczne i stany zapalne prowadzące do odrzucenia wprowadzonego materiału.

Obecnie dużo uwagi poświęca się stopom tytanu, których skład chemiczny jest obojętny dla organizmu, a stop tytanu typu Ti13Nb13Zr należy do takiej grupy materiałów. Poza tym wykazuje on dużą wytrzymałość statyczną i zmęczeniową, niski i zbliżony do kości moduł Younga zapobiegający zjawisku ekranowania naprężeń i zaniku przylegającej do implantu tkanki kostnej. Pomimo wielu bardzo korzystnych cech w przypadku stopu tytanu Ti13Nb13Zr nadal pozostaje kluczowa kwestia zwiększenia jego odporności na ścieranie i korozję.

Najnowsze badania dotyczące biomateriałów metalowych koncentrują się na zagadnieniach związanych z inżynierią powierzchni implantów - tworzeniem warstwy wierzchniej z wykorzystaniem metali nieszlachetnych lub powłok ceramicznych, które wykazują korzystne właściwości fizyczne, chemiczne i mechaniczne, umożliwiają kontrolowaną reaktywność, minimalizują powikłania pooperacyjne, w konsekwencji umożliwiając szybszy powrót pacjenta do pełnej sprawności ruchowej. Istnieje szereg metod modyfikacji powierzchni biomateriałów poczynając od najprostszych – szlifowania i polerowania, po wymagające skomplikowanych urządzeń – techniki laserowe, czy techniki plazmowe.

W efekcie tych procesów można otrzymać warstwy nie tylko o różnej budowie i właściwościach, ale także odmiennych parametrach chropowatości powierzchni, która wpływa na procesy osteointegracji. Szybkość połączenia implantu z otaczającą tkanką decyduje o stabilizacji pierwotnej, co ma również wpływ na czas przebywania implantu w organizmie.

Zagadnienia naukowe i aplikacyjne dotyczące stopów tytanów i ich modyfikacji powierzchni są intensywnie rozwijane od wielu lat zarówno w kraju, jak i na świecie. Istotnym czynnikiem decydującym o pomyślnej aplikacji jest opracowanie pełnej charakterystyki materiałowej uwzględniającej wszystkie właściwości użytkowe stopów tytanu.

Problematyka badawcza skupiająca się na modyfikacji warstwy wierzchniej i wytwarzaniu warstw na stopach tytanu jest od 2008 r. rozwijana w Katedrze Inżynierii Materiałowej i Spajania Politechniki Gdańskiej. Prowadzone badania pozwoliły autorce na opracowanie technologii wytwarzania nowych pojedynczych i podwójnych warstw (biwarstw lub warstw kompozytowych) tlenkowych na powierzchni stopów tytanu oraz na scharakteryzowanie otrzymanych warstw, określenie ich odporności na korozję, a także oddziaływania na procesy osteointegracji.

Głównym celem prowadzonych badań było wytworzenie i modyfikacja cienkich pojedynczych i kompozytowych warstw tlenkowych na stopie tytanu Ti13Nb13Zr z zastosowaniem utleniania elektrochemicznego i gazowego w celu poprawy biokompatybilności i odporności korozyjnej, w szczególności odporności na korozję wżerową. Ustalenie korelacji pomiędzy strukturą i właściwościami fizykochemicznymi uzyskanych cienkich warstw TiO_2 na podłożu litego i porowatego stopu tytanu Ti13Nb13Zr pracujących w warunkach oddziaływania zmiennych sił i obciążeń w trakcie jego użytkowania, zmiana tych właściwości w trakcie eksploatacji implantu, minimalizacja wpływu środowiska (temperatury, naprężeń, składu chemicznego) na mechaniczne zachowanie się implantu, a więc jego niezawodność, wreszcie taka modyfikacja powierzchniowa i strukturalna, które spowodują jego maksymalnie długą żywotność, były problemem pierwszoplanowym. Kolejnym zgłębianym problemem, leżącym w obszarze fizykochemii metali i ich stopów, było poznawanie procesów przemian fazowych, termodynamiki i kinetyki badanych zjawisk, dyfuzji pierwiastków, reakcji ze środowiskiem. Takie podejście może doprowadzić do optymalizacji właściwości powierzchniowych implantów, przede wszystkim chemicznych (odporność na środowisko) oraz biologicznych (bioaktywność i biogodność).

Z tego też względu zaproponowany program badawczy ukierunkowany został na określenie zależności pomiędzy strukturą, właściwościami fizykochemicznymi warstw

powierzchniowych, a ich biokompatybilnością. Mając powyższe na uwadze przyjęto następującą tezę pracy:

Poprawę biokompatybilności i odporności korozyjnej można uzyskać poprzez wytworzenie na stopie tytanu warstw tlenku tytanu o zróżnicowanej morfologii i właściwościach fizykochemicznych. Proponowana modyfikacja warstwy materiału przeznaczonego na implanty wpływa na wydłużenie stabilności długoterminowej i wzrost biozgodności.

Realizacja tak postawionych celów i zweryfikowanie tezy postawionej w niniejszej monografii wymagały zrealizowania odpowiedniego zakresu badań, który pozwoliłby na pełną charakterystykę wytworzonych warstw, poczynając od badań:

- metodą EDS obejmujących ocenę składu chemicznego,
- metodą dyfrakcji rentgenowskiej mających na celu ocenę składu fazowego,
- mikrostrukturalnych metodą mikroskopii elektronowej skaningowej,
- topografii powierzchni metodą mikroskopii sił atomowych,
- nanotwardości,
- metodą optycznej spektroskopii emisyjnej z wyładowaniem jarzeniowym, która umożliwi analizę jakościową warstwy, jak również analizę składu chemicznego w funkcji odległości od powierzchni,
- odporności na korozję obejmujących badania potencjodynamiczne i elektrochemiczną spektroskopię impedancyjną,
- kąta zwilżania mających na celu określenie biozgodności (biokompatybilności),
- biologicznych in vitro.

Przeprowadzony zakres badań obejmował również ocenę szybkości roztwarzania opartą na dyfuzji jonowej przez warstwy tlenkowe, a także ocenę szybkości roztwarzania opartą na modelu mikrostruktury warstw tlenkowych.

Badania eksperymentalne w znacznej części prowadzone były w Katedrze Inżynierii Materiałowej i Spajania Politechniki Gdańskiej. Próbki porowate wytworzono z zastosowaniem technologii metalurgii proszków bez użycia porogenu. Otrzymane próbki miały kształt walca o średnicy 10 mm, wysokości 8 mm i porowatości rzędu 30%.

W celu zapewnienia wymaganych właściwości fizykochemicznych warstw tlenkowych opracowane zostały warunki obróbki powierzchniowej materiału rodzimego. Początkowy etap obróbki powierzchniowej stanowił proces szlifowania mechanicznego i polerowania na pastach diamentowych.

Warstwy tlenku tytanu wytworzono na litym i porowatym stopie tytanu Ti13Nb13Zr z zastosowaniem dwóch odmiennych metod – metody termicznej i metody elektrochemicznej. W obydwu metodach morfologia warstwy zależna jest od zastosowanych parametrów procesu. W przypadku metody termicznej zastosowano trzy różne temperatury procesu. Okazało się, że na jakość, budowę i grubość warstwy mają wpływ przede wszystkim zastosowana temperatura i czas procesu. Uzyskane warstwy charakteryzowały się grubością 52-115 μm i wielkością ziarna 0,2-2 μm , które zależne były od temperatury procesu; im niższa temperatura utleniania termicznego, tym cieńsza warstwa i drobniejsze ziarno. Charakteryzowały się one większą twardością w porównaniu z warstwami otrzymanymi metodą elektrochemiczną.

Uzyskane wyniki badań wykazały, że warstwy tlenku tytanu wytworzone metodą termiczną posiadały zbliżony skład chemiczny, zawartość tytanu malała nieznacznie wraz ze wzrostem temperatury procesu. Natomiast analiza rentgenowska ujawniła, że warstwy utworzone w wyższych temperaturach (900 i 1100°C) w głównej mierze składały się z rutyli, a otrzymane w niższych temperaturach (700°C) stanowiły mieszaninę anatazu i rutyli, która poprawia odporność korozyjną, wykazuje też wyższe właściwości hydrofilowe, co wpływa na żywotność i proliferację komórek.

Podczas procesu utleniania elektrochemicznego najistotniejszymi czynnikami wpływającymi na wytworzone cienkie warstwy są rodzaj, skład chemiczny i pH elektrolitu, napięcie oraz gęstość prądu. W zależności od zastosowanych elektrolitów i parametrów procesu elektrochemicznego możliwe jest otrzymanie warstw o zróżnicowanej grubości warstwy i budowie amorficznej lub nanorurkowej. Uzyskane w sposób sztuczny na stopie tytanu warstwy amorficzne, dużo grubsze niż samorzutnie powstająca na powierzchni stopów tytanu warstwa tlenku tytanu, stanowią idealne zabezpieczenie przed działaniem agresywnego środowiska, jakim jest środowisko organizmu ludzkiego.

Warstwy nanorurkowe stosowane są w medycynie z kilku względów. Po pierwsze zapewniają one znacznie lepszą przyczepność powłoki hydroksyapatytowej. Po drugie, w nanorurkach możliwe jest umieszczenie antybiotyków i nanometali zapewniających lokalną ochronę przed działaniem drobnoustrojów. Wytworzone samoorganizujące się warstwy nanorurkowe tlenku tytanu zawierają wbudowane pierwiastki stanowiące składniki stopu (Ti, Nb, Zr), jak też składniki stosowanego elektrolitu (F, P).

Wyniki przeprowadzonych badań pozwalają na uaktualnienie obecnego stanu wiedzy dotyczącego budowy wytworzonych warstw. Stwierdzono pojawienie się dwóch grup nanorurek o zróżnicowanych wymiarach. Zaobserwowano wyraźnie widoczne rozbieżności w długości nanorurek, nanorurki o mniejszej średnicy (40-80 nm) są zdecydowanie krótsze. Zauważono, że rozmiary nanorurek zależą od fazy stopu $Ti_{13}Nb_{13}Zr$, na której powstają. **Zaproponowano więc hipotezę, tłumaczącą proces tworzenia warstwy nanorurkowej na dwufazowym stopie tytanu $Ti_{13}Nb_{13}Zr$.** Nanorurki, które zarodkowały na fazie α stopu tytanu, mają większą średnicę (80-120 nm) i są dłuższe, posiadają mniej regularne kształty. Najprawdopodobniej faza ta jako pierwsza ulega wpływowi środowiska podczas utleniania elektrochemicznego. Nanorurki utworzone na fazie β mają mniejsze wymiary, są krótsze, ale posiadają bardziej regularne kształty.

W celu ograniczenia wpływu środowiska i zwiększenia odporności korozyjnej warstw nanorurkowych zaprojektowano nowe warstwy tlenkowe (warstwy kompozytowe, sandwichowe lub biwarstwy) złożone z dwóch podwarstw, których do tej pory nie uzyskiwano na powierzchni biomateriałów metalowych. Warstwa wewnętrzna została zaprojektowana jako odporna na korozję, a zatem zapewniająca także biokompatybilność i długotrwałą żywotność implantu. Warstwa zewnętrzna została pomyślana jako warstwa nanorurkowa prowadząca do pojawienia się bioaktywności implantu. W tym celu połączono dwie techniki wytwarzania warstw tlenkowych i scharakteryzowano dwie podwarstwy. W pierwszym przypadku podwarstwa wewnętrzna została uzyskana przy pomocy utleniania gazowego, w drugim – za pomocą utleniania elektrochemicznego. W obu przypadkach podwarstwa zewnętrzna była warstwą nanorurkową uzyskaną metodą elektrochemiczną.

Przeprowadzone obserwacje warstw kompozytowych wykazały, że warstwy uzyskane metodą elektrochemiczną są bardziej równomierne w porównaniu z biwarstwami wytworzonymi metodą termiczną i elektrochemiczną. Analogicznie, jak przebiegał proces dla pojedynczych warstw, nanorurki miały zróżnicowaną długość i średnicę.

Efektom stosowania utleniania termicznego i elektrochemicznego było wytworzenie warstw krystalicznej i nanorurkowej tylko na próbkach utlenionych termicznie w temperaturze 700°C. Nie otrzymano warstw o budowie nanorurkowej na próbkach utlenionych termicznie w wysokich temperaturach (temperaturze 900°C i 1100°C). Przyczyny braku warstwy nanorurkowej można upatrywać w grubości warstwy krystalicznej (90-115 μm); zwarta wewnętrzna podwarstwa tlenkowa o wysokiej rezystancji powstała w efekcie utleniania termicznego, co uniemożliwiło przepływ jonów pomiędzy materiałem rodzimym i roztworem. Trwające obecnie badania wykazują, że podwarstwa wewnętrzna, niezależnie od sposobu jej wytworzenia, wpływa znacząco nie tylko na grubość podwarstwy nanorurkowej (w skrajnym przypadku równą zero), ale także na charakterystykę tworzących się nanorurek. Pozwala to na

projektowanie biwarstw do określonych zastosowań medycznych, np. jako biwarstwy o wysokiej odporności korozyjnej i mniejszej bioaktywności pod powłoki hydroksyapatytu, bądź też jako biwarstwy o niższej odporności korozyjnej, ale z dużą liczbą długich i szerokich nanorurek służących jako rezerwuar leków. Efektem badań są dwa zgłoszenia patentowe na:

1. *Metoda wytwarzania wielofazowych warstw tlenku tytanu na podłożu ze stopu tytanu typu Ti-xZr-xNb*, zgłoszenie nr 8/17, z dn. 09.03.2017 r.

2. *Sposoby wytwarzania multiwarstw na stopach tytanu typu Ti-xZr-xNb*, zgłoszenie nr 7/17, z dn. 09.03.2017 r.

Podstawowym kryterium jakości biomateriałów jest ich odporność korozyjna. Środowisko organizmu ludzi jest bardzo specyficznym i agresywnym otoczeniem, zawiera wodne roztwory substancji organicznych, rozpuszczony tlen, różne aniony i kationy, dodatkowo obecność aminokwasów i białek przyspiesza procesy korozyjne. Biomateriał implantowany do żywego organizmu może ulegać korozji wskutek reakcji chemicznych i elektrochemicznych z otaczającym środowiskiem fizjologicznym. Jakość warstw wierzchniej i wytworzone na powierzchni implantów powłoki mają istotny wpływ na interakcje zachodzące na granicy implant- tkanka, w kontakcie z płynami fizjologicznymi.

Oceny korozji dokonano prowadząc badania elektrochemicznej spektroskopii impedancyjnej, jak również badania potencjodynamiczne w środowisku roztworu Ringera o trzech wartościach pH (pH 3, 5, 7) i dwóch stałych wartościach temperatury, zgodnie z zaleceniami norm ISO i ASTM. Podczas badań materiał poddawano cyklicznej polaryzacji anodowej dla określenia wielkości charakteryzujących jego zachowanie korozyjne. Zakres potencjałów w ciągu całych badań wahał się w przedziale od 2 do 2,5 V. Szybkość zmiany potencjału ustalona została na poziomie 3 mV/s.

Uzyskane wyniki badań pozwalają na uzupełnienie aktualnego stanu wiedzy dotyczącego wpływu morfologii powierzchni i grubości uzyskanych warstw na odporność korozyjną. Zaobserwowano wyraźny wzrost odporności na korozję próbek pokrytych warstwami amorficznymi. Zwarta, jednolita warstwa zapewnia lepszą odporność korozyjną, porównując do samorzutnie wytworzonych warstw tlenkowych. Warstwy krystaliczne, otrzymane w efekcie utleniania termicznego, charakteryzowały się niską odpornością korozyjną. Wolne przestrzenie występujące pomiędzy kryształami stanowiły potencjalne miejsca ingerencji środowiska korozyjnego. Najgorszą odporność korozyjną wykazywały warstwy nanorurkowe, których wewnętrzne puste przestrzenie i pustki pomiędzy nanorurkami stanowiły tunele korozyjne - potencjalne miejsca rozwoju korozji. Przeprowadzone badania potwierdziły panującą tezę, że warstwa nanorurkowa nie podwyższa, a nawet obniża odporność korozyjną, a więc także biokompatybilność i żywotność implantu.

Warstwy kompozytowe, otrzymane metodą termiczną i elektrochemiczną wykazują niższą odporność korozyjną, w porównaniu ze stopem tytanu bez warstwy i z wytworzonymi pojedynczymi warstwami tlenkowymi. Zapewne jest to spowodowane występowaniem potencjalnych miejsc przebiegu procesów korozyjnych w warstwie nanorurek (wolne przestrzenie w i między nanorurkami), jak również w warstwie o budowie krystalicznej, w której mogą występować wolne przestrzenie umożliwiające rozwój korozji pomiędzy kryształami.

Ogólnie wiadomo, że tworząca się na powierzchni zwarta, stabilna warstwa tlenkowa odpowiada za odporność korozyjną i biotolerancję, stabilność chemiczną w organizmie żywym - skutecznie hamując anodowe roztwarzanie materiału podłoża. Im wytworzona warstwa jest bardziej zwarta i związana z podłożem, tym odporność korozyjna jest lepsza. Literatura donosi o wpływie grubości warstw tlenkowych na polepszenie własności tribologicznych, tlenkowa warstwa wierzchnia jest elementem wstrzymującym (inhibitorem) proces uwalniania jonów metali i ich przemian w warunkach *in vitro*. Komórki bezpośrednio kontaktujące się z odsłoniętą powierzchnią materiału, uzyskaną w efekcie działania zjawiska

korozji, powstałych nieciągłości materiałowych lub pęknięć, pobudzane są do intensywnego wydzielania mediatorów reakcji zapalnej, głównie neurofili i makrofagów. Wpływają również negatywnie na poliferaację i różnicowanie się komórek.

Chcąc określić szybkość tych procesów, przeprowadzono badania oceny szybkości roztwarzania warstw tlenku tytanu z zastosowaniem do oceny techniki spektrometrii masowej z jonizacją w plazmie indukcyjnie sprzężonej (ICP-MS) w środowiskach roztworu Ringera i sztucznej śliny o zmiennych wartościach pH. Uzyskane wyniki badań ujawniły, że już po okresie trzech miesięcy następuje proces przenikania niewielkich ilości jonów tytanu do roztworów, a w konsekwencji do organizmu ludzkiego. Proces ten przebiega znacznie gwałtowniej w środowisku sztucznej śliny, co prawdopodobnie jest związane z większym stężeniem jonów chlorkowych w ślinie, niż we krwi. Drastyczne obniżenie wartości pH (pH 3) roztworu powoduje przyspieszenie procesu przenikania jonów tytanu do roztworu. Zmiany pH odczynów zapalnych w organizmie żywym mają znaczny wpływ na stan warstwy tlenkowej, a co za tym idzie, na stan implantu.

Zajmując się tematyką wytwarzania, budową i właściwościami warstw tlenku tytanu na powierzchni stopów tytanu stosowanych w implantologii nie sposób nie zainteresować się wpływem wytworzonych warstw na osteointegrację, tym bardziej, że zachowanie komórek jest uzależnione od cech architektonicznych podłoża. Z dostępnych opracowań wynika, że fibroblasty, będące najpopularniejszym typem komórek w tkance łącznej, preferują powierzchnie gładkie, natomiast osteoblasty – powierzchnie chropowate. Cechy nanotopograficzne podłoża powodują zmiany w adhezji komórkowej, morfologii i organizacji cytoszkieletowej, proliferacji, migracji i różnicowaniu komórek.

Drugim niezwykle ważnym aspektem jest wytworzenie struktur biofilmu na powierzchni wprowadzonego implantu, który może stanowić o czasie rekonwalescencji, reoperacji, a nawet zagrożeniu życia pacjenta. Częstymi czynnikami wpływającymi na wystąpienie stanów zapalnych, zakażeń są drobnoustroje wchodzące w skład flory bakteryjnej pacjenta, a także kolonizacja szczepów szpitalnych, których głównym przedstawicielem jest gronkowiec złocisty (*Staphylococcus aureus*), stanowiący 50-70 % infekcji.

Uwzględniając powyższe dane przeprowadzono badania *in vivo*¹ - badania cytotoksyczności stopów tytanu procesowanych fizyko-chemicznie (przeprowadzone na Warszawskim Uniwersytecie Medycznym, Zakład Chirurgii Stomatologicznej), a także badania tworzenia biofilmu z użyciem gronkowca złocistego (*Staphylococcus aureus*), przeprowadzone na Wydziale Chemicznym Politechniki Gdańskiej.

Wyniki przeprowadzonych badań ujawniły, że brak jest istotnych różnic w morfologii i liczbie komórek fibroblastoidalnych hodowanych na powierzchni niemodyfikowanego stopu tytanu i stopu tytanu z wytworzonymi warstwami (pojedynczych i biwarstw). Brak widocznego efektu cytotoksycznego oznacza, iż otrzymane modyfikacje powierzchni stopu tytanu Ti13Nb13Zr nie czynią tych materiałów toksycznymi, jednocześnie potwierdza pełną biokompatybilność w stosunku do komórek fibroblastoidalnych.

Na podstawie przeprowadzonych obserwacji procesu tworzenia biofilmu z zastosowaniem szczepów gronkowca złocistego, ustalono, że po upływie jednej doby najwyższy poziom bakterii odnotowano na powierzchniach warstw nanorurkowych i biwarstw uzyskanych w procesie utleniania elektrochemicznego. Natomiast, po piątej dobie obserwacji, sytuacja uległa diametralnej zmianie - na powierzchni stopu tytanu bez modyfikacji zaobserwowano prawie czterokrotny wzrost zawartości bakterii w porównaniu ze stopem tytanu z naniesioną warstwą nanorurkową i biwarstwą uzyskaną w efekcie anodowania.

Wnioski sformułowane na podstawie badań własnych:

¹ Wyniki badań będą zawarte w artykule z listy JCR

- Zastosowanie w roztworze jonów fluorkowych w wyniku elektrochemicznego utleniania stopu tytanu typu Ti13Nb13Zr umożliwia wytworzenie warstw tlenkowych o budowie nanorurkowej.
- Sterowanie parametrami, głównie temperaturą i czasem procesu utleniania termicznego, umożliwia otrzymanie warstw o zróżnicowanych właściwościach, budowie i grubości warstwy.
- Wykorzystanie utleniania termicznego i elektrochemicznego daje możliwość wytworzenia biwarstw, w których wewnętrzną podwarstwę stanowi podwarstwa tlenkowa o budowie amorficznej i krystalicznej, natomiast zewnętrzna podwarstwa wykazuje budowę nanorurkową.
- Istnieje możliwość sterowania budową i zastosowaniem biwarstwy wskutek istotnej zależności grubości podwarstwy zewnętrznej od grubości podwarstwy wewnętrznej – wzrost grubości pierwszej warstwy powoduje spadek grubości warstwy zewnętrznej i w końcu nie pojawienie się warstwy nanorurkowej wskutek wzrostu rezystancji obwodu.
- Procesy roztwarzania rutyłu są zależne od wartości pH roztworu i szybkość roztwarzania zwiększa się wraz z jego spadkiem. Jest to efekt szczególnie groźny dla implantów stomatologicznych, ale także w przypadkach wszelkich stanów zapalnych pacjentów z implantami.
- Zastosowany stop bez i ze zmodyfikowaną powierzchnią nie powoduje zmian komórek fibroblastoidalnych hodowanych na jego powierzchni, jak również efektu cytotoksycznego.
- Wytworzone na powierzchni stopu biwarstwy stanowią doskonałą barierę zapobiegającą tworzeniu się biofilmu, co jest szczególnie istotne w pierwszych dniach po implantacji, w czasie, kiedy pacjent najbardziej narażony jest na wystąpienie infekcji, stanów zapalnych.

5. Inne osiągnięcia naukowo-badawcze

5.1. Działalność naukowo-badawcza prowadzona przed uzyskaniem stopnia doktora nauk technicznych

Jestem absolwentką Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej w Gdańsku. Pracę dyplomową pt.: *Badania wpływu struktury stali duplex 2205 na podatność do naprężeniowego pęknięcia korozyjnego* wykonałam pod kierunkiem dr inż. Jerzego Łabanowskiego. Wyniki badań uzyskane w pracy dyplomowej były prezentowane na konferencjach, jak również były tematem publikacji.

W 1999 roku podjęłam studia doktoranckie na Wydziale Mechanicznym, w Katedrze Inżynierii Materiałowej, Politechniki Gdańskiej, których byłam słuchaczem do 2004 roku. Główną tematykę prowadzonych w tym okresie prac naukowych stanowiły badania realizowane w ramach projektów:

- *Badanie wpływu stanu warstwy wierzchniej stali duplex na podatność na naprężeniowe pęknięcie korozyjne* (KBN, nr rej. projektu: 7TO8C02221) - kierownik projektu
- *Badanie mechanizmów zniszczenia austenityczna-ferrytycznej stali duplex* (2001-2003r.), BW 01469335. Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny - wykonawca,
- *Wpływ nagniatania na właściwości stali austenityczno-ferrytycznych stosowanych w instalacje chemiczne* (2002-2004 r.), Politechnika Gdańska, Wydział Mechaniczny – wykonawca.

W 2004 roku zostałam zatrudniona na stanowisku asystenta w Katedrze Inżynierii Materiałowej i Spajania na Wydziale Mechanicznym Politechniki Gdańskiej. Pracę doktorską pt.: „Wpływ nagniatania na właściwości stali austenityczno-ferrytycznych stosowanych na

elementy instalacji chemicznych” obroniłam w dniu 28.02.2008 roku. Przeprowadzone badania ujawniły, że stan powierzchni konstrukcji ze stali duplex ma znaczący wpływ na jej podatność na naprężeniowe pękanie korozyjne. Odporność na korozję naprężeniową jest ściśle związana ze stopniem zgniotu powierzchni oraz głębokością resztkowych naprężeń ściskających.

Wyniki badań uzyskane w trakcie realizacji pracy doktorskiej i badań prowadzonych w ramach działalności naukowej zostały przedstawione na 9 konferencjach krajowych, w 15 publikacjach naukowych (II: F 1-13; G 1-2)

5.2. Działalność naukowo-badawcza prowadzona po uzyskaniu stopnia doktora nauk technicznych

Po uzyskaniu stopnia doktora nauk technicznych w podejmowanych wówczas wczesnych pracach naukowo-badawczych uczestniczyłam w realizacji projektów badawczych oraz prac własnych w ramach działalności statutowej Politechniki Gdańskiej. Początkowo zajmowałam się tematyką spawania stali dupleks (II: A.1.), następnie tematyka moich prac realizowanych w Katedrze Inżynierii Materiałowej i Spajania Politechniki Gdańskiej koncentrowała się w następujących trzech nurtach badań:

1. Wpływ przetapiania laserowego na właściwości warstwy wierzchniej stopu Ti6Al4V.
2. Kształtowanie właściwości warstw tlenku tytanu o zróżnicowanej budowie z wykorzystaniem utlenienia elektrochemicznego oraz utleniania termicznego na litym i porowatym stopie tytanu.
3. Wpływ utleniania powierzchni stopów Zr na kruchość wodorową.

W obszarze **Wpływ przetapiania laserowego na właściwości warstwy wierzchniej stopu Ti6Al4V** moje badania koncentrowały się na modyfikacji warstwy wierzchniej po procesie nadtapiania laserowego stopu tytanu (Ti6Al4V). Celem pracy była ocena własności warstwy wierzchniej stopu tytanu Ti-6Al-4V uzyskanych w procesie nadtapiania laserem Nd-YAG. Badania zostały przeprowadzone z zastosowaniem lasera Nd-YAG i zmiennych parametrach procesu nadtapiania laserowego (prędkości skanowania, przesunięciem wiązki lasera). Następnie analizowano topografię powierzchni, skład chemiczny i rozkład twardości w warstwie. W efekcie procesu nadtapiania w warstwie wierzchniej tworzą się trzy strefy (powierzchniowa, środkowa, przejściowa) o zróżnicowanej budowie. Badania wykazały, że prędkość skanowania znacząco wpływa na grubość stref, przy małej prędkości skanowania uzyskano grubą strefę środkową, natomiast stopień pokrycia wiązki lasera nie wpływa istotnie na grubość stref. Wyniki prac prezentowane były na konferencji (III: C.1.) oraz zostały zawarte w publikacjach (II: A.3.; A.6.; B.1.; B.2.;).

W obszarze **Wytwarzanie i charakterystyka warstw tlenku tytanu o zróżnicowanej budowie z wykorzystaniem utlenienia elektrochemicznego oraz utleniania termicznego na litym i porowatym stopie tytanu** moje badania koncentrowały się na wytworzeniu warstw tlenku tytanu o zróżnicowanej budowie – krystalicznej, amorficznej i nanorurkowej, z zastosowaniem metod termicznej i elektrochemicznej. Motywacją do przeprowadzenia badań był fakt, że stosowane do tej pory biomateriały tytanowe mogą wywoływać problemy zdrowotne. Zastosowanie nowego stopu Ti13Nb13Zr, obojętnego pod względem składu chemicznego dla organizmu człowieka wyeliminowałoby ten problem. Dążąc do wydłużenia czasu użytkowania implantów, wytworzone warstwy umożliwiłyby uzyskanie biokompatybilnych i bioaktywnych powierzchni, które wpływają na przyspieszenie procesów osteointegracji implantu z żywą tkanką (II: A.2.; A.5.; D.3-6).

Po analizie metod modyfikacji powierzchni stopów tytanu i czynników wpływających na przyspieszenie procesu integracji zaimplantowanego materiału, przeprowadzone badania umożliwiły wytworzenie pojedynczych warstw tlenku tytanu z zastosowaniem metody

elektrochemicznej i termicznej. Efektem było opracowanie nowych podwójnych warstw (biwarstw) tlenku tytanu. W wyniki przeprowadzonych w ramach projektów badań wykazały również istotny wpływ struktury warstw na ich właściwości, przede wszystkim ich odporności na korozję. Powszechnie panująca opinia, że większą odpornością na korozję charakteryzują się grubsze warstwy, jest w tym przypadku niewłaściwa. Stwierdzono, że wzrost odporności korozyjnej zależy jest od struktury warstwy. Wzrost odporności korozyjnej uzyskano tworząc jednolite, ciągłe warstwy o budowie amorficznej. Warstwy o budowie nanorurkowej, ze względu na występujące wolne przestrzenie pomiędzy i w samych nanorurkach, wykazywały spadek odporności korozyjnej. Przeprowadzone badania biologiczne nie ujawniły istotnych różnic w morfologii i liczbie komórek fibroblastoidalnych hodowanych na powierzchni niemodyfikowanego stopu tytanu i stopu tytanu z wytworzonymi warstwami (pojedynczych i biwarstw) Natomiast wytworzenie warstw tlenu tytanu na powierzchni implantu znacznie ogranicza proces tworzenia się biofilmu. Wyniki moich prac prezentowałam w postaci 7 referatów (III.C.:3-5; 8-9; 11; 13-14) Wyniki prowadzonych badań zostały zawarte w publikacjach (II: A.4.; A.7-16.; B.3.; B5.; B.6.; C.1-4; D.1.; D.2.; D.7-10; E.1.; E.2.).

Natomiast w obszarze **Wpływ utleniania powierzchni stopów Zr na kruchość wodorową** moje badania opierały się wytworzeniu i charakterystyce, uzyskanych w wyniku utleniania termicznego, warstw tlenkowych na powierzchni stopu cyrkonu stosowanych w instalacjach reaktorów jądrowych. Obecność warstw tlenkowych na stopach Zr może opóźnić lub przyspieszać wnikanie wodoru i degradację materiału, proces jest uzależniony od właściwości warstwy. Celem tych badań było określenie wpływu utleniania termicznego stopu Zircaloy-2 na degradację wodorową. Prowadzone w ramach projektu badania wykazały pozytywny wpływ utleniania termicznego na spowolnienie procesu degradacji wodorowej. Temperatura utleniania ma istotny wpływ na tworzenie się warstw tlenkowych, które tworzą barierę zapobiegającą przenikaniu wodoru do materiału. Warstwa tlenkowa jest w pewnym stopniu przepuszczalna dla atomów wodoru, ale dyfuzja wodoru przez tę warstwę w temperaturze pokojowej wydaje się być bardzo niska. Otrzymane wyniki badań były tematem prezentacji i zostały zawarte w publikacjach (II.A.4.; II.A.17; III.C.2.; III.C.12; III.C.15).

W obszarze inżynierii powierzchni stopów tytanu stosowanych na implanty byłam uczestnikiem zespołu przygotowującego wnioski i/lub wykonawcą w ramach następujących projektów naukowych międzynarodowych i krajowych:

- NMP-2007-4.2.3-1 Highly porous bioactive scaffolds controlling angiogenesis for tissue engineering BIOCOTEN; Large-Scale Integrating Project, bez dofinansowania, zakwalifikowany do ostatniej fazy oceny.
- "Porous composite Ti alloys of high degradation resistance, biocompatibility and bioactivity PORTAL", projekt zrealizowany w ramach programu ERANET-Matera.
- "Centrum Zaawansowanych Technologii Pomorze – infrastruktura dla rozwoju technologii i przedsiębiorstw innowacyjnych", Ramowy Program Operacyjny, projekt zrealizowany.
- Degradacja wodorowa utlenionych stopów cyrkonu, projekt NCN, 2014-2017, wykonawca.
- Technologia projektowania i wytwarzania metalowych podbudów pod korony dentystyczne przez selektywne przetapianie laserem proszku Ti₁₃Zr₁₃Nb, projekt NCBiR w ramach programu Tango, wykonawca.
- Surface phenomena and engineering at the porous titanium - human mouth interface 2017, projekt w ramach program M.MATERA, bez dofinansowania.

Byłam ponadto kierownikiem projektu badawczego dla młodych naukowców Wydziału Mechanicznego Politechniki Gdańskiej, którego temat brzmiał: *Wpływ procesów modyfikacji powierzchniowej na odporność korozję stopu tytanu Ti13Nb13Zr* (2011-2012 r.).

Brałam udział w konferencjach i seminariach naukowych (wykaz IV. B.), w tym:

Nowe perspektywy poprawy stanu uzębienia mieszkańców Województwa Pomorskiego (Gdańsk, 2015 rok), *III Vivadental Beauty Forum* (Gdańsk, 2016 roku),

Kongres Zespołu PGV Nowoczesne rozwiązania materiałowe i digitalne w medycynie regeneracyjnej i terapii chorób cywilizacyjnych (Sopot, 2016 r.), *International Conference on Orthopedic Surgery, Biomechanics & Clinical Application* (Londyn, Wielka Brytania 2010r.), *42-nd International Conference on Metallurgical Coatings and Thin Films* (San Diego, USA, 2015r.) i *6th Spring World Congress on Engineering and Technology* (Chengdu, Chiny, 2017r.).

Zestawienie osiągnięć naukowo-badawczych

| | Przed uzyskaniem stopnia doktora | Po uzyskaniu stopnia doktora | Razem |
|--|----------------------------------|------------------------------|-------|
| Publikacje naukowe | | | |
| Monografie | -- | 3 | 3 |
| Artykuły znajdujące się w bazie Journal Citation Reports | -- | 9 | 9 |
| Rozdziały w książkach i monografiach | -- | 7 | 7 |
| Artykuły w recenzowanych czasopismach krajowych i zagranicznych | 4 | 15 | 19 |
| Liczba zgłoszeń patentowych | -- | 2 | 2 |
| Publikacje w materiałach konferencyjnych o zasięgu krajowym i zagranicznym | 4 | 20 | 24 |
| Udział w projektach badawczych | 3 | 5 | 8 |
| Udział w konferencjach naukowych | | | |
| Konferencje krajowe | 7 | 7 | 14 |
| Konferencje międzynarodowe | 1 | 6 | 7 |
| Konferencje zagraniczne | -- | 4 | 4 |

Aktualne wskaźniki bibliograficzne (stan z dnia 22.01.2018r.)

| Źródło | Web of Science | Scopus | Google Scholar | Research Gate |
|-----------------------|----------------|--------|----------------|---------------|
| Liczba publikacji | 7 | 6 | 28 | 18 |
| Indeks Hirscha | 3 | 3 | 4 | 4 |
| Liczba cytowań ogółem | 17 | 16 | 56 | 29 |

Wykaz publikacji naukowych zamieszczonych w czasopismach znajdujących się w bazie Journal Citation Reports (JCR) wraz z punktacją wg MNiSW w roku opublikowania

| Czasopismo | Rok publikacji | Impact Factor (zgodnie z rokiem opublikowania) | Aktualna punktacja MNiSW |
|---------------------------------|----------------|--|--------------------------|
| Journal of Biomechanics | 2010 | 2,463 | 30 |
| Journal of Biomechanics | 2010 | 2,463 | 30 |
| Solid State Phenomena | 2010 | 0,33 | 20 |
| Solid State Phenomena | 2012 | 0,41 | 20 |
| Solid State Phenomena | 2012 | 0,41 | 20 |
| Solid State Phenomena | 2012 | 0,41 | 20 |
| Surface and Coatings Technology | 2014 | 2,01 | 35 |
| Surface Engineering | 2017 | 1,081 | 20 |
| Razem | | 9,667 | 195 |

Wykaz publikacji zamieszczonych w czasopismach krajowych i międzynarodowych wraz z punktacją MNiSW (lista B z dn. 09.12.2016)

| Czasopismo | Aktualna punktacja MNiSW | Liczba publikacji | Liczba punktów |
|---|--------------------------|-------------------|----------------|
| Advances in Materials Sciences | 11 | 4 | 44 |
| Inżynieria Materiałowa | 13 | 10 | 130 |
| Inżynieria Biomateriałów | 7 | 3 | 21 |
| Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering | 12 | 1 | 12 |
| Materiały i Technologie | -- | 2 | 2 |
| Ochrona przed Korozją | 12 | 4 | 48 |
| Monografie, rozdziały w monografiach | -- | 3 | 75 |
| Rozdział w książkach | -- | 5 | -- |
| Razem | | 32 | 332 |

5.3. Działalność dydaktyczna

Od początku trwania studiów doktoranckich, a później na stanowisku adiunkta i starszego wykładowcy prowadzę zajęcia dydaktyczne z przedmiotów w obszarach inżynierii materiałowej, biomateriałów i nanotechnologii. Zajęcia realizuję w ramach studiów stacjonarnych I i II stopnia na kierunkach Nanotechnologia, Inżynieria Materiałowa, Inżynieria Mechaniczno – Medyczna, Mechanika i Budowa Maszyn. Dydaktyka obejmuje laboratoria, ćwiczenia, wykłady i seminaria z przedmiotów: Nanotechnologie w medycynie i kosmetologii, Materiałoznawstwo, Metale i stopy, Podstawy nauki o materiałach, Biomateriały, Technologie obróbki powierzchniowej, Technologie materiałowe, Materiały specjalne w technice i medycynie, Degradacja i metody badań biomateriałów.

Opracowałam autorskie cykle wykładów i laboratoriów z następujących przedmiotów:

- Technologie wytwarzania biomateriałów (W, L, P)
- Nanotechnologie w inżynierii, medycynie i kosmetologii (W, L, P)

- Technologie kosmiczne i satelitarne (W, L, P),
- Inżynieria kosmiczna i satelitarna (W, L, P).

W ramach opieki nad studentami byłam promotorem 12 prac dyplomowych magisterskich realizowanych na studiach stacjonarnych II stopnia oraz 22 prac dyplomowych i projektów inżynierskich. Sprawowałam opiekę nad 24 pracami przejściowymi.

Aktywnie uczestniczę w działalności dydaktycznej wydziału pełniąc funkcję w Komisjach i Zespołach w tym, między innymi:

- Wydziałowa Komisji ds. Rekrutacji (2005) – członek,
- Komisja ds. KRK dla kierunku Nanotechnologia - członek,
- Opiekun kierunku Inżynieria Materiałowa (2008-2011),
- Opiekun praktyk studenckich na kierunku Inżynieria Materiałowa,
- Koordynator współpracy z Technische Universität Dresden, Max-Bergmann-Center of Biomaterials, Institute of Materials Science, Dresden.

Byłam lub jestem zaliczana do minimum kadrowego na kierunkach: Inżynieria Materiałowa, Nanotechnologia, Technologie Kosmiczne i Satelitarne.

Brałam czynny udział w uruchomieniu na Wydziale Mechanicznym Politechniki Gdańskiej nowych kierunków studiów:

- Inżynieria Materiałowa,
- Nanotechnologie,
- Technologie kosmiczne i satelitarne.

W latach 2010-2014 zajmowałam się administrowaniem i układaniem rozkładu zajęć oraz przydzielaniem sal do zajęć dla studentów II stopniu studiów stacjonarnych na kierunku Inżynieria Materiałowa. Poza opieką nad studentami organizowałam wycieczki studenckie do firm: Vivadental, Ziaja Ltd Sp z o.o., Laboratorium Protetyczne Jerzy Andryskowski, Centrum Techniki Okrętowej S.A.

Czynnie uczestniczyłam w przygotowaniu koncepcji wniosku o Centrum Nanotechnologii Politechniki Gdańskiej w zakresie projektu dydaktyki, koncepcji laboratoriów i zamówień sprzętu dla Centrum Nanotechnologii B przekazanego Katedrze Inżynierii Materiałowej i Spajania, zwłaszcza Laboratorium Biomateriałów i Pracowni Preparatyki Roztworów.

Brałam udział w zespołowych pracach dotyczących modyfikacji programów kształcenia zgodnie z ideą CDIO, w ramach których przygotowywałam zmienione programy kształcenia i karty przedmiotowe. Brałam udział na Wydziale Mechanicznym w przygotowaniu Katalogu ECTS, przygotowując zmienione programy kształcenia i karty przedmiotowe.

Przebywałam na stażach zawodowych zagranicznych w ramach programu Erasmus w:

- Technische Universität Dresden, Max-Bergmann-Center of Biomaterials, Institute of Materials Science, Dresden (2014 r.)
- Université de Bordeaux, Institut de Mécanique et d'Ingénierie de Bordeaux, Bordeaux (2016 r.).

Ukończyłam wielomiesięczne staże zawodowe krajowe w:

- Klinika implantologii medycznej Vivadental (2014 r.)
- Oddział Chirurgii Urazowej i Ortopedii 7-go Szpitala Marynarki Wojennej (2009-2010 r.)

Otrzymałam dwie nagrody zespołowe III stopnia Rektora Politechniki Gdańskiej za wyróżniającą działalność dydaktyczną (2014).

5.4. Działalność organizacyjna

Aktywnie współpracuję z uniwersytetami zagranicznymi:

- Universite Bordeaux - w obszarze projektowania i wykonywania obróbki powierzchniowej implantów szczękowo-twarzowych; efektem współpracy był wniosek na konkurs M.ERANET
- Dresden Technische Universität, Max Bergmann Biomaterials Center – w obszarze wytwarzania warstw tlenkowych na stopach tytanu i badań in vitro; efektem współpracy był artykuł w czasopiśmie z listy JCR
- Aveiro University – w obszarze projektowania i wykonywania obróbki powierzchniowej implantów szczękowo-twarzowych; efektem współpracy był wniosek na konkurs M.ERANET.

W kraju współpracuję z Warszawskim Uniwersytetem Medycznym, kliniką medyczną Vivadental, firmą Medgal Sp. z o.o. (w ramach projektu PORTAL), Ziaja Ltd. Sp z o.o., Laboratorium Protetyczne Jerzy Andrykowski.

Uczestniczyłam w przygotowaniu wniosku o Inteligentną Specjalizację woj. Pomorskiego współpracując z firmami i uczelniami w składzie zespołu kierowanego przez prof. Zielińskiego. Brałam udział w przygotowaniu pięciu wniosków o projekty międzynarodowe oraz realizacji jednego z nich, w które zaangażowane były instytucje naukowe z kilkunastu krajów Europy.

W 2011 r. pełniłam funkcję członka komitetu organizacyjnego międzynarodowej konferencji 4th International Conference on Environmental Degradation of Engineering Materials EDEM & 5th Conference on Materials Engineering and Technologies – COMET, a w 2016 roku - krajowego Kongresu Grupy Naukowej PGV w Sopocie.

Jestem członkiem organizacji:

- Członek Polskiego Towarzystwa Materiałoznawczego (od 2008 r.)
- Członek Polskiego Stowarzyszenie Biomateriałów (od 2013 r.)

Jestem członkiem Grupy PGV (Politechnika Gdańska – Vivadental).

Propagując wśród młodzieży wiedzę z zakresu nauk ścisłych uczestniczyłam w dwóch edycjach - VII i VIII Bałtyckiego Festiwalu Nauki, a także w Pomorskim Festiwalu Nauki (2016). Brałam udział w programie Dziewczyny na Politechnikę zachęcając młode kobiety do zainteresowania się i związania swych planów zawodowych z kierunkami technicznymi.

Agnieszka Orszulko