

dr hab. inż. Jerzy Pluciński, prof. PG
Politechnika Gdańska,
Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki,
Katedra Metrologii i Optoelektroniki

Gdańsk, 28 lipca 2022 r.

Recenzja w postępowaniu habilitacyjnym doktora Dawida Boryckiego

1. Uwagi wstępne

Formalną podstawą prawną wykonania recenzji jest powołanie mnie na członka Komisji Habilitacyjnej w charakterze recenzenta w postępowaniu habilitacyjnym dr. Dawida Boryckiego na podstawie decyzji Dyrektora IBIB z dnia 30 maja 2022 r. w sprawie powołania Komisji Habilitacyjnej w postępowaniu o nadanie stopnia doktora habilitowanego dr. Dawidowi Boryckiemu w dziedzinie nauk inżynieryjno-technicznych w dyscyplinie inżynieria biomedyczna na podstawie art. 221 ust. 4 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. „Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce” (Dz. U. 2018 poz. 1668 z późn. zm.). Dokumentację związaną z procedurą habilitacyjną otrzymałem 8 czerwca 2022 r. w formie elektronicznej na nośniku CD.

Dokumentacja zawiera:

- ✓ Wniosek dr. Dawida Boryckiego z dnia 30 grudnia 2021 r. o przeprowadzenie postępowania o nadanie stopnia doktora habilitowanego w dziedzinie nauk inżynieryjno-technicznych w dyscyplinie inżynieria biomedyczna,
- ✓ Pismo Rady Doskonałości Naukowej do Dyrektora IBIB z dnia 17 stycznia 2022 r. w sprawie wyrażenia zgody na przeprowadzenie przedmiotowego postępowania,
- ✓ Dane wnioskodawcy,
- ✓ Kopię dokumentu potwierdzającego posiadanie stopnia naukowego doktora,
- ✓ Autoreferat przedstawiający opis dorobku i osiągnięć naukowych w języku polskim i języku angielskim,
- ✓ Wykaz osiągnięć naukowych stanowiących znaczny wkład w rozwój dyscypliny inżynieria biomedyczna w języku polskim i angielskim,
- ✓ Kopie 10 artykułów naukowych składających się na cykl powiązanych publikacji dokumentujących osiągnięcie naukowe,
- ✓ Oświadczenia współautorów prac dokumentujących osiągnięcie naukowe,
- ✓ Kopie 2 patentów.

2. Sylwetka zawodowa Habilitanta

Habilitant jest absolwentem Wydziału Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej Uniwersytetu Mikołaja Kopernika w Toruniu, gdzie w 2007 roku uzyskał tytuł magistra w dziedzinie nauk fizycznych, w dyscyplinie fizyka teoretyczna i komputerowa. Po czterech latach, 21 września 2011 roku na tym samym Wydziale uzyskał z wyróżnieniem stopień doktora nauk fizycznych w zakresie fizyki. Tam też kontynuował swoją działalność naukową jako asystent, a następnie do końca 2013 roku jako adiunkt. Od stycznia 2014 roku do lipca 2016 roku odbył długookresowy staż naukowy w University of California, Davis, Department of Biomedical Engineering, Davis, CA, USA. Po powrocie, od sierpnia 2016 roku podjął pracę w Instytucie

Chemii Fizycznej Polskiej Akademii Nauk w Warszawie na stanowisku adiunkta, gdzie pracuje do dziś. W międzyczasie, w latach 2017 i 2018 odbył kolejne dwa kilkumiesięczne staże zagraniczne – również w University of California, w tej samej katedrze.

3. Ocena dorobku naukowego, projektowego, konstrukcyjnego i technologicznego

Zainteresowania naukowe dr. Dawida Boryckiego są bardzo szerokie – dotyczą one m.in. nadprzewodnictwa, z którym związana była praca magisterska i rozprawa doktorska, fizyki helu II, zaawansowanych technik programowania, a w ostatnich latach optyki i jej wykorzystania w inżynierii biomedycznej.

Obecnie głównym obszarem zainteresowań naukowych Habilitanta jest nieinwazyjne obrazowanie metodami optycznymi oraz wyznaczanie parametrów optycznych tkanek biologicznych. Podstawową trudnością w obrazowaniu oraz wyznaczaniu tych parametrów jest zjawisko rozpraszania. Zauważył on, że istniejące metody opierają się głównie na pomiarze tłumienia promieniowania optycznego padającego na próbkę, gdzie informacja zakodowana w fazie zazwyczaj nie jest wykorzystywana. Dlatego Habilitant skoncentrował się nad rozwojem optycznych metod pomiarowych, w których do obrazowania i wyznaczania parametrów tkanek jest wykorzystywany pomiar nie tylko zmian natężenia promieniowania optycznego wynikłych z jego tłumienia, ale także fazy, stosując interferometrię niskokoherentną (zwaną też czasem interferometrią światła częściowo spójnego albo białego) w dziedzinie częstotliwości (w dziedzinie fourierowskiej).

3.1. Ocena cyklu powiązanych tematycznie artykułów naukowych opublikowanych w czasopismach naukowych

Jako osiągnięcie naukowe w rozumieniu Ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. „Prawo o szkolnictwie wyższym” (Dz. U. 2018 poz. 1668 z późn. zm.) – art. 219 ust. 1 pkt. 2 lit. b) Habilitant przedstawił cykl powiązanych tematycznie publikacji pod wspólnym tytułem:

„*Obrazowanie i kwantyfikacja właściwości optycznych oraz dynamicznych tkanki biologicznej w reżimie balistycznym i dyfuzyjnym z interferometrią w dziedzinie Fourierowskiej*”

Cykl ten obejmuje:

1. D. Borycki, M. Nowakowski, M. Wojtkowski: Control of the optical field coherence by spatiotemporal light modulation. *Optics Letters*, vol. 38, no. 22, 2013, pp. 4817–4820, <https://doi.org/10.1364/OL.38.004817> (IF=3,776, IF₂₀₂₀=3,776, MEiN=140),
2. D. Borycki, M. Hamkało, M. Nowakowski, M. Szkulmowski, M. Wojtkowski: Spatiotemporal optical coherence (STOC) manipulation suppresses coherent cross-talk in full-field swept-source optical coherence tomography. *Biomedical Optics Express*, vol. 10, no. 4, 2019, pp. 2032–2054, <https://doi.org/10.1364/BOE.10.002032> (IF=3,921, IF₂₀₂₀=3,732, MEiN=140),
3. D. Borycki, E. Aukorius, P. Węgrzyn, M. Wojtkowski: Computational aberration correction in spatiotemporal optical coherence (STOC) imaging. *Optics Letters*, vol. 45, no. 6, 2020, pp. 1293–1296, <https://doi.org/10.1364/OL.384796> (IF=3,776, IF₂₀₂₀=3,776, IF₂₀₂₀=3,776, MEiN=140),
4. E. Aukorius, D. Borycki, M. Wojtkowski: Crosstalk-free volumetric in vivo imaging of a human retina with Fourier-domain full-field optical coherence tomography.

- Biomedical Optics Express*, vol. 10, no. 12, 2019, pp. 6390–6407, <https://doi.org/10.1364/BOE.10.006390> (IF=3,921, IF₂₀₂₀=3,732, MEiN=140),
5. E. Auksorius, D. Borycki, P. Stremplewski, K. Liżewski, S. Tomczewski, P. Niedźwiedziuk, B. L. Sikorski, M. Wojtkowski: In vivo imaging of the human cornea with high-speed and high-resolution Fourier-domain full-field optical coherence tomography. *Biomedical Optics Express*, vol. 11, no. 5, 2020, pp. 2849–2865. <https://doi.org/10.1364/BOE.393801> (IF=3,921, IF₂₀₂₀=3,732, MEiN=140),
 6. E. Auksorius, D. Borycki, M. Wojtkowski: Multimode fiber enables control of spatial coherence in Fourier-domain full-field optical coherence tomography for in vivo corneal imaging. *Optics Letters*, vol. 46, no. 6, 2021, pp. 1413–1416, <https://doi.org/10.1364/OL.417178> (IF=3,776, IF₂₀₂₀=3,776, MEiN=140),
 7. D. Borycki, O. Kholiqov, S.P. Chong, V. J. Srinivasan: Interferometric Near-Infrared Spectroscopy (iNIRS) for determination of optical and dynamical properties of turbid media. *Optics Express*, vol. 24, no. 1, 2016, pp. 329–354, <https://doi.org/10.1364/OE.24.000329> (IF=3,669, IF₂₀₂₀=3,894, MEiN=140),
 8. D. Borycki, O. Kholiqov, V. J. Srinivasan: Interferometric near-infrared spectroscopy directly quantifies optical field dynamics in turbid media. *Optica*, vol. 3, no. 12, 2016, pp. 1471–1476, <https://doi.org/10.1364/OPTICA.3.001471> (IF=11,104, IF₂₀₂₀=11,104, MEiN=200),
 9. D. Borycki, O. Kholiqov, V. J. Srinivasan: Reflectance-mode interferometric near-infrared spectroscopy quantifies brain absorption, scattering, and blood flow index in vivo. *Optics Letters*, vol. 42, no. 3, 2017, pp. 591–594, <https://doi.org/10.1364/OL.42.000591> (IF=3,776, IF₂₀₂₀=3,776, MEiN=140),
 10. D. Borycki, O. Kholiqov, V. J. Srinivasan: Correlation gating quantifies the optical properties of dynamic media in transmission. *Optics Letters*, vol. 43, no. 323, 2018, pp. 5881–5884. <https://doi.org/10.1364/OL.43.005881> (IF=3,776, IF₂₀₂₀=3,776, MEiN=140).

Podane wartości wskaźniki *impact factor* IF zostały zaczerpnięte z Autoreferatu. Rzeczywiste wartości w roku publikacji dla niektórych pozycji mogą się nieznacznie różnić (in plus lub in minus). IF₂₀₂₀ oznaczają aktualne wskaźniki *impact factor* podane na stronie czasopism, a MEiN – punktacje czasopism przez Ministerstwo Edukacji i Nauki.

Ocena bibliometryczna cyklu artykułów

Cykl ten obejmuje dziesięć publikacji z lat 2013–2021 opublikowanych w czasopismach z listy Journal Citation Reports (tzw. listy filadelfijskiej), których aktualny *impact factor* (IF₂₀₂₀) dla dziewięciu zawiera się w przedziale od 3,732 do 3,894, a dla jednego – 11,104. Sumaryczny IF₂₀₂₀ przedstawionych prac wynosi 45,074, a sumaryczna liczba punktów MEiN wynosi 1460. Wszystkie publikacje mają po kilku autorów – w siedmiu Habilitant jest pierwszym autorem.

Z bibliometrycznego punktu widzenia dorobek ten **jest znaczący**.

Ocena merytoryczna osiągnięć naukowych opisanych w cyklu artykułów

Przedstawiony przez Habilitanta cykl powiązanych tematycznie artykułów naukowych opublikowanych w czasopismach naukowych dotyczy Jego osiągnięć w dziedzinie nauk inżynierjno-technicznych w dyscyplinie inżynieria biomedyczna w zakresie badań nad nowymi

metodami obrazowania i kwantyfikacji właściwości tkanek biologicznych z wykorzystaniem interferometrii w dziedzinie częstotliwości, gdzie źródłem promieniowania optycznego jest szybki laser przestrajalny.

Poszczególne fotony promieniowania optycznego, przechodząc przez tkanki, podlegają zjawisku rozproszenia. Przy grubości tkanki znacznie większej niż odwrotność współczynnika rozpraszania fotony ulegają wielokrotnemu rozproszeniu (fotony takie nazywane są fotonami dyfuzyjnymi), a tylko niewielka liczba fotonów (względem liczby fotonów padających) ulega kilkukrotnemu rozproszeniu pod bardzo małym kątem i, opuszczając tkankę, propagują w kierunku zbliżonym do kierunku padania (fotony zygzakujące) albo wcale nie uległy rozproszeniu (fotony balistyczne). Fotonami balistycznymi nazywane są również fotony, które uległy wstecznemu odbiciu lub pojedynczemu wstecznemu rozproszeniu, wykorzystywane do obrazowania tkanek w metodzie optycznej tomografii koherentnej (OCT – z ang. optical coherence tomography).

Zjawisko wielokrotnego rozpraszania radykalnie obniża zdolność rozdzielczą obrazowania oraz możliwość określenia właściwości warstwy tkanki wraz z jej grubością. Główną tego przyczyną jest wielodrogowość propagacji fotonów, co prowadzi do „rozmycia” obrazu w wyniku deformacji frontu falowego propagującej fali w ośrodku rozpraszającym oraz powstawania obrazu plamkowego (ang. speckle pattern), będącego wynikiem interferencji wielu fal pochodzących z różnych miejsc wskutek rozpraszania lub odbicia, jeżeli tylko różnica długości dróg optycznych między interferującymi falami jest krótsza od różnicy długości drogi koherencji źródła promieniowania. Aby problem ten rozwiązać, stosowane są różne metody bramkowania, których celem jest odseparowanie w procesie detekcji promieniowania fotonów balistycznych lub balistycznych i zygzakujących od pozostałych fotonów. Najlepszą rozdzielczość obrazowania uzyskamy, jeżeli do tworzenia obrazu wykorzystamy jedynie fotony balistyczne, a nieco gorszą przy wykorzystaniu fotonów zygzakujących, rozpraszanych pod bardzo małym kątem. W wypadku obrazowania ośrodków silnie rozpraszających fotony te można odseparować od pozostałych, wykorzystując do bramkowania optyczną interferometrię niskokoherentną. Jej połączenie ze skanowaniem wiązki w kierunku poprzecznym umożliwia realizację OCT.

Habilitant zaproponował metodę poprawy zdolności rozdzielczej obrazowania z wykorzystaniem promieniowania optycznego obiektów silnie rozpraszających. Zaproponowana metoda wykorzystuje modyfikację spójności przestrzenno-czasowej tego promieniowania. W swoich pracach [1–4] na tę modyfikację stosuje termin *spatiotemporal optical coherence (STOC) manipulation*. Habilitant opracował podstawy teoretyczne tej metody i zastosował ją w systemach OCT wykorzystujących optyczną interferometrię niskokoherentną w dziedzinie częstotliwości (w dziedzinie fourierowskiej). Wyniki badań przedstawiających potencjał wykorzystania modyfikacji STOL w układach interferometrycznych zostały opisane w pracy [1]. W pracy tej Habilitant przedstawił zarówno podstawowe zależności matematyczne, jak i wyniki eksperymentalne pokazujące wpływ modyfikacji STOL na powstały obraz interferencyjny w interferometrze Twymana-Greena (w pracy nazwanym mniej precyzyjnie interferometrem Michelsona). Wyniki tych badań zostały wykorzystane w systemach OCT, opisanych w pracach [2–6]. Habilitant wykorzystał również interferometrię niskokoherentną w dziedzinie częstotliwości na potrzeby spektroskopii w bliskiej podczerwieni do pomiarów parametrów optycznych ośrodków silnie rozpraszających lub określenia ich właściwości dynamicznych. Interferometria niskokoherentna pozwoliła mu pomierzyć rozkład czasu przelotu fotonów między źródłem a detektorem umieszczonych z tej samej strony lub po przeciwnych stronach badanej warstwy,

a następnie na tej podstawie wyznaczyć parametry optyczne tej warstwy (współczynnik absorpcji i zredukowany współczynnik rozpraszania, a czasem też współczynnik rozpraszania i współczynnik anizotropii rozpraszania) lub jej właściwości dynamiczne. Wyniki badań nad wykorzystaniem tej metody zostały opublikowane w pracach [7–10], w których spektroskopię w bliskiej podczerwieni z wykorzystaniem interferometrii niskokoherentnej w dziedzinie częstotliwości Habilitant określił terminem *interferometric near-infrared spectroscopy (iNIRS)*. Źródłem promieniowania optycznego zarówno w systemach OCT wykorzystujących modyfikację STOC, jak i w iNIRS był laser przestrajalny.

Modyfikacja spójności przestrzenno-czasowej w optycznej tomografii koherentnej

Pierwsze doniesienie dotyczące OCT pojawiło się w 1991 r., w którym opisano system OCT działający w dziedzinie czasu (TD-OCT) i jego wykorzystanie do obrazowania siatkówki oka. Z uwagi na wykorzystywane w ramieniu odniesienia przesuwalne lustro do skanowania obiektu w głąb system działał bardzo wolno. Znacznie szybsze są systemy OCT działające w dziedzinie częstotliwości (FD-OCT) – pierwszy taki system pojawił się 1995 r. Wykorzystywał on źródło szerokopasmowe i szybki spektrometr jako detektor (tego typu systemy znane są jako systemy SD-OCT – z ang. spectral-domain OCT) albo szybki laser przestrajalny, a jako detektor pojedynczą szybką fotodiodę (systemy SS-OCT – z ang. swept-source OCT). Szybkość działania systemów SD-OCT ogranicza szybkość pomiaru widma przez spektrometr (najczęściej rzędu od kilkudziesięciu do kilkuset kHz), a w SS-OCT szybkość przestrajania lasera (najczęściej rzędu od kilkudziesięciu do kilkuset kHz, a w wypadku zastosowania laserów z synchronizacją modów w dziedzinie częstotliwości – rzędu wielu MHz). Zwykle obraz w systemach OCT tworzy się na podstawie złożenia wielu pojedynczych skanów w głąb badanego obiektu (A-skanów), co jest procesem czasochłonnym – zwłaszcza gdy chcemy uzyskać obraz 3D. Aby proces uzyskiwania obrazów 3D przyspieszyć, opracowano systemy, w których skanowanie w głąb obiektu następuje jednocześnie z całej powierzchni skanowania. Są to pełnopolowe systemy OCT (ang. full-field OCT – FF-OCT). W pracach [2–6] Habilitant opisuje wyniki badań nad wdrożeniem wykorzystania modyfikacji spójności przestrzenno-czasowej promieniowania optycznego propagującego przez warstwę tkanki w pełnopolowych systemach FD-OCT (tj. w systemach FD-FF-OCT), a dokładniej w systemach FD-FF-OCT z laserem przestrajalnym (czyli w systemach FF-SS-OCT). Systemy FF-SS-OCT są obecnie najszybszymi systemami OCT (przy częstotliwości przestrajania lasera 40 MHz systemy te pozwalają zbierać dane z prędkością rzędu 10 gigawokseli/s). Z tego względu wykorzystanie modyfikacji spójności przestrzenno-czasowej promieniowania optycznego propagującego przez warstwę tkanki w systemach FF-SS-OCT wydaje się mieć znaczny potencjał badawczy i aplikacyjny.

Choć systemy FF-SS-OCT pozwalają na uzyskanie obrazu 3D w najkrótszym czasie, mają jedną wadę wynikającą z tego, że badana próbka nie jest oświetlana wiązką o małej średnicy, jak to ma miejsce w systemach OCT innych niż pełnopolowe. Powoduje to, że w systemach FF-OCT (w tym w systemach FF-SS-OCT) na powierzchni danego piksela detektora obrazowego zbierającego pojedynczy A-skan badanej próbki może dochodzić również do interferencji z wiązką odniesienia fotonów pochodzących z tych obszarów próbki, które przy danym A-skanie nie byłyby oświetlone, jeżeli zastosowany byłby inny niż pełnopolowy system OCT. Prowadzi to do powstawania obrazu plamkowego o relatywnie dużym natężeniu, a przede wszystkim do zmniejszenia rozdzielczości obrazowania w wyniku przesłuchów między poszczególnymi A-skanami. Krzywizna frontu falowego fali utworzonej przez fotony balistyczne przechodzące przez ośrodek silnie rozpraszający podlega również silnym lokalnym

deformacjom. W pracy [2] Habilitant przedstawił eksperyment z wykorzystaniem systemu FF-SS-OCT, w którym płytka testowa wysokiej rozdzielczości (model USAF 1951) była przesłonięta szklanym lub mikrosoczewkowym dyfuzorem (imitującym warstwę silnie rozpraszającą). Silne rozpraszanie promieniowania optycznego przez dyfuzor uniemożliwiło odczyt obrazu znajdującego się na płytce testowej przez system FF-SS-OCT bez modyfikacji STOC. Po modyfikacji STOC wiązki padającej na przesłoniętą płytkę testową, w której modyfikacja ta uwzględniała wyniki wcześniej wykonanego pomiaru deformacji frontu falowego wprowadzanej przez dyfuzor za pomocą czujnika czoła fali Shacka-Hartmanna, odczyt ten stał się możliwy. Habilitant wykazał przez to, że zastosowanie modyfikacji STOC w systemach FF-SS-OCT prowadzi do zwiększenia poprzecznej zdolności rozdzielczej. Przeprowadzone testy pokazały również znaczną redukcję natężenia obrazu plamkowego. Modyfikacja STOC została zrealizowana za pomocą ciekłokrystalicznego przestrzennego modulatora promieniowania optycznego (ang. spatial light modulator – SLM), którego ustawienia mogły być zmieniane z częstotliwością do 30 Hz. Tak mała częstotliwość w porównaniu z osiągalnymi częstotliwościami przestrajania laserów stosowanych w systemach SS-OCT nie jest jednak odpowiednia dla systemów obrazujących tkanki. W omawianej pracy Habilitant był twórcą fizycznych podstaw wykorzystywanej metody, modelu teoretycznego oraz wykonawcą podstawowych eksperymentów. Zaimplementował moduły do obsługi przestrzennego modulatora światła, opracował metody matematyczne do znajdowania optymalnych typów masek fazowych i przeprowadził analizę danych.

Poprzeczna zdolność rozdzielcza systemu OCT zależy od apertury numerycznej obiektywu znajdującego się przed badanym obiektem. Zwiększenie apertury zwiększa zdolność rozdzielczą, ale jednocześnie zmniejsza głębokość ogniskowania. W związku z tym w systemach OCT działających w dziedzinie częstotliwości, a zatem i w systemach FF-SS-OCT, dobór apertury numerycznej obiektywu zawsze jest kompromisem między głębokością ogniskowania a poprzeczną zdolnością rozdzielczą systemu OCT (ze wzrostem głębokości ogniskowania zmniejsza się poprzeczna zdolność rozdzielcza systemu). Istotnym czynnikiem zmniejszającym rozdzielczość systemu OCT jest zjawisko aberracji geometrycznej oraz aberracji rozmycia, kiedy obrazowany jest obiekt w płaszczyźnie leżącej poza głębią ostrości (tj. w warunkach rozogniskowania układu). W pracy [3] Habilitant przedstawił metodę kompensacji tych aberracji poprzez zastosowanie jednoczesnej modulacji fazy w obu ramionach interferometru systemu OCT. Zaprojektował i zaimplementował algorytmy cyfrowej optycznej korekcji fazy i algorytmy do numerycznej kompensacji tych aberracji w systemie FF-SS-OCT, a następnie zastosował w obrazowaniu siatkówki ludzkiej *in vivo*. Algorytmy te wykorzystywane były również w badaniach przedstawionych w pracach [4, 5]. Badania te były poświęcone wykorzystaniu modyfikacji STOC przez szybko deformującą się membranę pełniącą funkcję modulatora SLM w systemie FF-SS-OCT w celu redukcji przesłuchu między poszczególnymi A-skanami oraz uzyskania bardzo dużej poprzecznej zdolności rozdzielczej. Szybko deformująca się membrana wprowadzała losowe przesunięcia fazy – różne w różnych położeniach w przekroju poprzecznym wiązki. Modulacji podlegała wiązka promieniowania przed jej podziałem w interferometrze systemu OCT na dwie wiązki: pomiarową i odniesienia. W związku z tym wiązkę padającą na badany obiekt można traktować jako zbiór wielu wiązek względem siebie niespójnych, z których każda wykorzystywana była do tworzenia oddzielnego A-skanu obrazu 3D. Ta niespójność przestrzenna powoduje, że fale utworzone przez fotony balistyczne pochodzące z danej głębokości, ale z różnych punktów nie są względem siebie spójne, co eliminuje przesłuchy między poszczególnymi A-skanami w systemie FF-SS-OCT. Algorytmy kompensujące

aberrację rozmycia pozwalają zastosować w tych systemach obiektywy o większej aperturze numerycznej, a tym samym osiągnąć większą poprzeczną zdolność rozdzielczą systemu niż w systemach FF-SS-OCT bez modyfikacji STOC. Opisaną metodę przetestowano z powodzeniem w obrazowaniu siatkówki ludzkiego oka. Oryginalnym osiągnięciem Habilitanta jest opracowanie algorytmów do cyfrowego przetwarzania obrazów oraz do usuwania artefaktów, które występują z powodu użycia szybkiego modulatora SLM w postaci deformowanej membrany.

Powyższa metoda wykorzystywana była również w testach nad obrazowaniem rogówki. Dodatkowo wprowadzono uśrednianie 10 zarejestrowanych obrazów 3D, dzięki czemu udało się w znaczącym stopniu poprawić rozdzielczość obrazowania – uzyskano rozdzielczość poprzeczną 2,4 μm , a otrzymane obrazy wolne były od obrazu plamkowego. Podłużna zdolność rozdzielcza systemu wynosiła 5,6 μm (4,2 μm w tkance). Tak dobra rozdzielczość otwiera drogę obrazowania 3D obiektów biologicznych *in vivo* za pomocą systemu FF-SS-OCT na poziomie komórkowym. Otrzymane wyniki badań przedstawiono w pracy [5], w której Habilitant był autorem opisanych metod przetwarzania i analizy danych pomiarowych.

Nieco inny modulator SLM niż przedstawiony w pracach [4, 5] wykorzystano do zmniejszenia spójności przestrzennej wykorzystywanej wiązki promieniowania w systemie FF-SS-OCT opisanym w pracy [6] – zamiast szybko deformowanej membrany, do losowej modulacji fazy w różnych punktach przekroju poprzecznego wiązki zastosowano światłowód wielomodowy o małej średnicy rdzenia poddany oddziaływaniu za pomocą akustycznego mieszacza modów i holograficzny dyfuzor. Takie rozwiązanie jest znacznie tańsze niż modulator z deformowaną membraną. Pojawia się jednak nowy problem związany z tym, że z uwagi na chwilową dużą spójność czasową wiązki z lasera przestrajalnego, interferencja promieniowania różnych modów jest przyczyną tworzenia się dodatkowego, zmieniającego się wraz ze zmianą długości fali lasera obrazu plamkowego na detektorze. Habilitant rozwiązał ten problem poprzez filtrację dolnoprzepustową na etapie przetwarzania sygnałów (przy zastosowaniu światłowodu wielomodowego o małej średnicy rdzenia plamki w obrazie plamkowym mają stosunkowo dużą średnicę, tj. dużo większą niż wymiary interesujących struktur obrazowanego obiektu, którym była ludzka rogówka). W badaniach opisanych w pracy [6] Habilitant przetwarzał surowe zestawy danych, analizował dane i dostarczał dane wejściowe, na podstawie których uzyskiwano obrazy rogówki. W tych obrazach dzięki zastosowanym przez Habilitanta metodom udało się uwidocznić *in vivo* komórki śródbłonna niewidoczne w innych warunkach.

Interferometria w dziedzinie częstotliwości w spektroskopii w bliskiej podczerwieni

Drugim obszarem zastosowania interferometrii w dziedzinie częstotliwości jest spektroskopia w bliskiej podczerwieni. Jeżeli do pomiarów parametrów optycznych tkanki w funkcji długości fali zastosowany jest laser przestrajalny, wówczas możliwy jest nie tylko pomiar natężenia promieniowania transmitowanego przez warstwy tkanki, ale również udział w tym natężeniu fotonów balistycznych dzięki możliwości odseparowania ich od fotonów dyfuzyjnych, wykorzystując interferometrię niskokoherentną w dziedzinie częstotliwości, tak jak to ma miejsce w systemach OCT. Niestety, wraz ze wzrostem grubości warstwy lub odległości między źródłem a detektorem, jeżeli oba te elementy umieszczone są po tej samej stronie badanej tkanki, w wyniku zjawiska rozpraszania udział fotonów balistyczny bardzo szybko spada do wartości niemierzalnej. Na szczęście interferometria niskokoherentna z laserem przestrajalnym pozwala ocenić czas przelotu przez badaną tkankę nie tylko fotonów balistycznych, ale i dyfuzyjnych

– im dłuższy jest ten czas, tym większa jest częstotliwość zdudnienia sygnału powstałego w wyniku interferencji fali, które propagowała przez tkankę umieszczoną w ramieniu pomiarowym interferometru, i fali, która propagowała w ramieniu odniesienia (pod warunkiem, że czas propagacji fali w tym ramieniu jest krótszy od czasu propagacji fali w ramieniu pomiarowym). Znając rozkład pomierzonego natężenia promieniowania w funkcji czasu przelotu i długości fali, możliwe jest wyznaczenie współczynnika absorpcji i zredukowanego współczynnika rozpraszania tkanki, stosując typowe algorytmy stosowane w spektroskopii czasu przelotu fotonów ośrodków silnie rozpraszających.

Spektroskopia czasu przelotu fotonów najczęściej wykorzystuje źródła promieniowania o niskiej spójności czasowej i przestrzennej. Realizowana jest ona albo w dziedzinie czasu, wykorzystując krótkie impulsy (o czasie trwania rzędu pikosekund lub krótsze) i bardzo szybki detektor (w tym kamerę smugową lub detektor wykorzystujący bramkowanie optyczne w optycznym elemencie nieliniowym), albo w dziedzinie częstotliwości, wykorzystując źródło promieniowania o natężeniu zmodulowanym z różnymi częstotliwościami (z zakresu setek megaherców do kilku gigaherców) i detektor rejestrujący natężenie i fazę tak zmodulowanego promieniowania. Przedstawiona w pracach [7–10] przez Habilitanta metoda iNRIS jest oparta na pomiarze czasu przelotu fotonów z wykorzystaniem lasera przestrajalnego o dużej chwilowej spójności czasowej (wąskiej linii widmowej). Ponieważ w metodzie tej mierzone różnice długości drogi propagacji fal są o trzy lub cztery rzędy wielkości większe niż w typowych systemach SS-OCT, stosowane w metodzie iNRIS lasery przestrajalne o tyle samo rzędów wielkości powinny mieć dłuższy chwilowy czas koherencji. Z tego względu lasery przeznaczone do systemów SS-OCT nie nadają się do systemów iNRIS. Ponadto, aby pomiar częstotliwości zdudnieniowej w systemie iNRIS był możliwy, szybkość przestrajania długości fali przez laser musi być znacznie mniejsza (co najwyżej kilkadziesiąt kiloherców, podczas gdy w systemach SS-OCT częstotliwość ta wynosić mogła dziesiątki megaherców).

Pomiar czasu przelotu fotonów przez tkanki z wykorzystaniem interferometrii znany był wcześniej – nowym aspektem wyników badań przedstawionych w pracach [7–10] było wykorzystanie znacznie szybszego lasera przestrajalnego (o około dwa rzędy wielkości, tj. o częstotliwości przestrajania 50 kHz, kiedy to we wcześniejszych pracach częstotliwość ta była poniżej 1 kHz). Ze względu na wielodrogowość propagacji promieniowania optycznego w ośrodku silnie rozpraszającym i wykorzystanie promieniowania o chwilowym długim czasie koherencji, rejestrowany obraz na powierzchni tkanki jest obrazem plamkowym. W warunkach gdy parametry optyczne badanej tkanki zmieniają się w czasie pomiaru, układ plamek dla danej długości fali zmienia się, co powoduje po pewnym czasie dekoherencję (zanik autokorelacji). W pracach [7–10] przedstawione są wyniki badań, gdzie ta metoda łączona jest z pomiarem czasu zaniku autokorelacji, co przy tak dużej częstotliwości przestrajania umożliwia pomiar dynamicznych zmian parametrów optycznych tkanek (wynikłych np. z przepływu krwi).

Podstawy teoretyczne metody iNRIS z weryfikacją eksperymentalną na fantomach tkanek Habilitant przedstawił w pracach [7, 8]. Przedstawiony w pracach system pomiarowy mierzył jednocześnie rozkład czasu przelotu fotonów przez badaną tkankę t_d oraz czas zaniku autokorelacji τ_d definiowany jako czas, powyżej którego amplitudy zespolone promieniowania na detektorze $U(t_d)$ i $U(t_d + \tau_d)$ nie są skorelowane. Pomiar przez fantom tkanki odbywał się w trybie transmisyjnym. Otrzymane wyniki pomiarowe autokorelacji natężeniowej i amplitudowej były zgodne z przewidywaniami. Również pomierzone rozkłady czasu przelotu fotonów przez badaną tkankę zgadzały się z rozkładami uzyskanymi na drodze modelowania metodą Monte

Carlo. Obliczony w pracy [7] zredukowany współczynnik rozpraszania fantomu na podstawie pomierzonego rozkładu czasu przelotu przez badaną próbkę był zgodny z dokładnością lepszą niż 10% względem wartości, którą można znaleźć w innych pracach. W wypadku współczynnika absorpcji trudno określić dokładność pomiaru, gdyż podane przez Habilitanta dane literaturowe różnią się nawet kilkukrotnie. Szkoda, że Habilitant nie pomierzył parametrów optycznych wykorzystywanej próbki jakąś metodą referencyjną – tym bardziej, że rzeczywiste parametry optyczne fantomów przygotowanych w różnych ośrodkach, przedstawione w pracach cytowanych przez Habilitanta bardzo różnią się między sobą. Bezpośrednie pomiary autokorelacji amplitud zespolonych pól promieniowania docierającego do detektora są bardziej efektywne niż pomiary oparte na autokorelacji natężenia, co może poprawić ilościową ocenę dynamiki rozpraszania promieniowania spójnego.

Metoda iNRIS połączona z pomiarem autokorelacji na podstawie czasu przelotu fotonów została wykorzystana do pomiarów parametrów optycznych (współczynnika absorpcji i zredukowanego współczynnika rozpraszania) w funkcji długości fali rzeczywistych tkanek i ich właściwości dynamicznych *in vivo*. Pomiary odbywały się w trybie odbiciowym. W pracy [9] przedstawiono pomiary tych parametrów na przykładzie mózgu myszy. Dzięki pomiarom autokorelacji udało się również wykryć przepływ krwi w tkankach, co rokuje, że w przyszłości możliwe będzie opracowanie systemu monitorującego wykorzystującego tę metodę do ilościowego pomiaru natlenienia i metabolizmu tkanki *in vivo*.

W pracy [10] Habilitant przedstawił wyniki badań możliwości wyznaczenia za pomocą metody iNRIS nie tylko współczynnika absorpcji i zredukowanego współczynnika rozpraszania, lecz także współczynnika rozpraszania i współczynnika anizotropii rozpraszania, a dzięki korelacyjnemu brankowaniu również właściwości dynamiczne silnie rozpraszającego ośrodka. Eksperymenty były przeprowadzone na fantomie, a pomiary odbywały się w trybie transmisyjnym. Pomiary rozkładu czasu przelotu fotonów przez fantom, który miał postać cieczy, odbywały się w warunkach braku jej przepływu oraz przy ustalonej prędkości przepływu. Testowa próbka była na tyle cienka, że możliwy był pomiar czasu przelotu nie tylko fotonów dyfuzyjnych, ale balistycznych, potrzebnych do wyznaczenia współczynnika tłumienia stanowiącego sumę współczynnika absorpcji i rozpraszania, koniecznego do wyznaczenia współczynnika rozpraszania i współczynnika anizotropii rozpraszania, kiedy znamy dodatkowo współczynnik absorpcji i zredukowany współczynnik rozpraszania. Habilitant przebadiał również wpływ przepływu na zmianę rozkładu czasu przelotu fotonów przez próbkę. Pomiary odbywały się w trybie transmisyjnym.

Podsumowując, **można uznać, że przedstawione osiągnięcia naukowe przedstawione w cyklu powiązanych tematycznie artykułów naukowych stanowią znaczący wkład w rozwój dyscypliny inżynieria biomedyczna** w myśl Ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. „Prawo o szkolnictwie wyższym” (Dz. U. 2018 poz. 1668 z późn. zm.) – art. 219 ust. 1 pkt. 2 lit. b).

Do przedstawionego cyklu powiązanych prac (a także do autoreferatu) można mieć jednak kilka uwag natury semantycznej. Uwagi te nie są oczywiście związane z istotnym wkładem Habilitanta w rozwój dyscypliny inżynieria biomedyczna, a mają raczej charakter dyskusyjny, biorąc pod uwagę, jaki wpływ ma stosowana terminologia w porozumiewaniu się specjalistów z różnych dziedzin:

- 1) Habilitant w swoich publikacjach stosuje termin „spatiotemporal optical coherence”. Wykorzystując akronim tego terminu (STOC) wprowadza nowe terminy, np. „STOC

- manipulation”, „STOC-manipulated FF-SS-OCT”, „STOC imaging”. W autoreferacie wprowadza jeszcze jeden termin „spatio-temporal optical coherence tomography”, do którego stosuje akronim STOC-T. Akronim OCT jest dobrze znany nie tylko przez specjalistów zajmujących się optycznymi metodami obrazowania obiektów rozpraszających, ale również bardzo często przez inne osoby ze względu na to, że ta metoda obrazowania powszechnie jest wykorzystywana w oftalmologii. Dlatego warto rozważyć, aby do terminu „spatio-temporal optical coherence tomography” stosować akronim, w którym występuje człon OCT, np. ST-OCT, zamiast STOC-T. Habilitant powinien też ujednoclić pisownię terminu kryjącego się za akronimem STOC, tj. czy stosować pisownię *spatiotemporal* (bez łącznika, jak w swoich publikacjach), czy *spatio-temporal* (z łącznikiem, jak w autoreferacie). Zgodnie z Cambridge Dictionary obie formy są poprawne.
- 2) Systemy OCT w dziedzinie częstotliwości znacznie rzadziej nazywane są też systemami OCT w dziedzinie Fouriera, aby podkreślić, że do uzyskania obrazu na podstawie pomierzonego widma w dziedzinie częstotliwości przestrzennych (albo w dziedzinie liczby falowej k) stosowana jest transformacja Fouriera. Habilitant preferuje tę drugą nazwę. W obu wypadkach systemy te nazywane są w skrócie systemami FD-OCT. W autoreferacie w języku polskim Habilitant powszechnie stosuje termin „w dziedzinie Fouriera”. Powszechnie stosowaną regułą w nauce jest to, by w jednym dokumencie nie stosować synonimów do raz wprowadzonych terminów. Jednak Habilitant od tej reguły w kilku miejscach odchodzi, zastępując termin „w dziedzinie Fouriera” terminem „w dziedzinie Fourierowskiej”. W obu wypadkach, co wynika z pisowni przymiotnika odnazwiskowego wielką literą, gdyż określają *w czyjej* dziedzinie, oba terminy znaczą dokładnie to samo (są synonimami). Korzystając z okazji, chciałbym jednak zauważyć, że w polskojęzycznej literaturze naukowej znacznie częściej stosowana jest pisownia „w dziedzinie fourierowskiej”, czyli *w jakiej* dziedzinie. Z naukowego punktu widzenia terminy „w dziedzinie Fouriera” i „w dziedzinie fourierowskiej” można uznać za tożsame, mimo że w pierwszym wypadku mamy określenie *w czyjej* dziedzinie, a w drugim *w jakiej*.
 - 3) Habilitant w swoim autoreferacie, odnosząc się do światła, stosuje przymiotnik złożony „częściowo-spójne”. Pisownia tego przymiotnika z łącznikiem z formalnego punktu widzenia oznacza, że światło ma dwie równoważne cechy – jest częściowe i jest spójne. Chyba Habilitantowi nie o to chodziło, a raczej o to, że człon „częściowo” dotyczy spójności, a nie światła. Jeśli tak, to w autoreferacie powinna być zastosowana pisownia „częściowo spójne”.
 - 4) W pracy [1] Habilitant w modyfikacji STOC stosuje zmodyfikowany interferometr Michelsona, za pomocą którego analizowany jest rozkład natężenia promieniowania powstałego w wyniku interferencji fali przechodzącej przez badany obiekt z falą odniesienia za pomocą przetwornika obrazu (oryginalny interferometr Michelsona mierzy jedynie różnicę długości dróg optycznych między dwiema wiązkami propagującymi w dwóch ramionach interferometru za pomocą detektora punktowego). Tak zmodyfikowany interferometr Michelsona nosi nazwę interferometru Twyman-Greena. Taka nazwa powinna być tu stosowana.

3.2. Ocena pozostałego dorobku naukowego, projektowego, konstrukcyjnego lub technologicznego

Poza artykułami wchodzącymi w skład cyklu publikacji przedstawionego w punkcie 3.1, Habilitant jest autorem lub współautorem 16 innych publikacji opublikowanych w czasopiśmie naukowych, w tym 12 po uzyskaniu stopnia doktora. Wśród nich jest 12 artykułów, które zostały opublikowane w czasopiśmie z listy Journal Citation Reports (4 przed uzyskaniem stopnia doktora – po jednym w *Modern Physics Letters B*, *Physica C: Superconductivity and its applications*, *Superconductor Science and Technology* i *The European Physical Journal B* oraz 8 po uzyskaniu stopnia doktora – dwa w *Biomedical Optics Express* i po jednym w *APL Photonics*, *European Physical Journal B*, *International Journal of Modern Physics B*, *Optics Express*, *Optics Letters* i *Scientific Reports*. Artykuły po uzyskaniu stopnia doktora zawierają naukowe osiągnięcia Habilitanta z optyki, optoelektroniki i inżynierii biomedycznej – w większości związane z obrazowaniem obiektów biologicznych.

Po uzyskaniu stopnia doktora Habilitant jako współautor zgłosił 13 wniosków patentowych, na podstawie których zostały przyznane 3 patenty (dwa amerykańskie i jeden chiński), oraz miał 28 wystąpień (w tym jedno na zaproszenie) na krajowych (5) i międzynarodowych (23) konferencjach naukowych.

Do dorobku Habilitanta można zaliczyć 11 książek dotyczących zaawansowanym technikom programowania, w których jest on autorem lub współautorem (3 z nich zostały wydane za granicą – dwie w Microsoft Press i jedna przez wydawnictwo Springer; Habilitant jest tam jedynym autorem), oraz 73 recenzowane artykuły o programowaniu, w których poza trzema wyjątkami jest jedynym autorem.

Pełny wykaz powyższych artykułów, wystąpień konferencyjnych, wniosków patentowych oraz książek został zamieszczony w „Wykazie osiągnięć naukowych albo artystycznych, stanowiących znaczny wkład w rozwój określonej dyscypliny”.

Ogólny dorobek bibliometryczny Habilitanta w zakresie cytowań wynosi: 172 (w tym 115 bez autocytoowań, wg bazy Web of Science, 209 (127) wg bazy Scopus oraz 240 wg bazy Google Scholar. Index Hirscha w pierwszych dwóch bazach wynosi 9, a w ostatniej 10. Całkowita liczba punktów MEiN wynosi 2610 (z czego 2360 po uzyskaniu stopnia doktora).

Przedstawione osiągnięcia pozostałego dorobku naukowego projektowego, konstrukcyjnego lub technologicznego **są istotne**.

4. Ocena aktywności naukowej

Aktywność naukowa Habilitanta wyraża się przede wszystkim w udziale w pracach zespołów badawczych realizujących projekty finansowane w drodze konkursów krajowych lub zagranicznych:

1. „The CREAtion of the Department of Physical Chemistry of Biological SysTEms” finansowany w ramach HORIZON 2020 (realizowany w latach 2015–2021 – Habilitant był tam wykonawcą),
2. „Międzynarodowe Centrum Badań Oka” finansowany przez Fundację na rzecz Nauki Polskiej (2020–2025, wykonawca),

3. „Korekcja zaburzeń odwzorowania optycznego za pomocą czasowo-przestrzennej modulacji fazy światła” finansowany przez Narodowe Centrum Nauki (Maestro 8) (2017–2021, główny wykonawca),
4. „Traktografia z mikroskopią optyczną OCM” finansowany przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego (Mobilność Plus 3) (2014–2016, kierownik projektu),
5. „Ogniskowanie i obrazowanie w ośrodkach silnie rozpraszających z użyciem interferometrii światła częściowo spójnego oraz optyki adaptatywnej” finansowany przez Narodowe Centrum Nauki (Maestro 1) (2012–2013, wykonawca),
6. „Metody interferometryczne do analizy tkanki biologicznej” finansowany przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju (2013–2015, wykonawca).

Do osiągnięć dotyczących aktywności naukowej Habilitanta realizowanej we współpracy z uczelniami i instytucjami naukowymi poza Instytutem Chemii Fizycznej Polskiej Akademii Nauk w Warszawie, w którym obecnie pracuje, oraz Uniwersytetem Mikołaja Kopernika w Toruniu, na którym pracował wcześniej, można zaliczyć:

1. współpracę z University of California, Davis, Department of Biomedical Engineering, Davis, CA, USA, gdzie w ciągu trzech staży spędził w sumie ponad dwa i pół roku,
2. współpracę z grupą badawczą profesora Roarke Horstmeyera z Duke University USA, z którą realizuje projekt wykorzystania równoległej detekcji pojedynczych fotonów do szybkiej i czułej dyfuzyjnej spektroskopii korelacyjnej – wyniki tej pracy z zastosowaniem do detekcji aktywności ludzkiego mózgu, zrealizowane w ramach tej współpracy zostały opublikowane wspólnie z pracownikami grupy w czasopiśmie APL Photonics (vol. 6, no. 2, 2021, p. 026106),
3. współpracę z firmą CoMind Technologies (Londyn, Wielka Brytania), która opracowuje nowe interfejsy mózg-komputer oparte na iNIRS; Habilitant pełni tu funkcję autorytetu w dziedzinie iNIRS i kieruje grupą 20 inżynierów i naukowców, którzy komercjalizują metodę iNIRS do zastosowań w diagnostyce medycznej,
4. współpracę z firmą Canon (Japonia), w ramach której opracował algorytmy przetwarzania obrazów cyfrowych – algorytmy te są wykorzystywane w komercyjnych systemach OCT do obrazowania siatkówki ludzkiej *in vivo*,
5. świadczenie usług konsultingowych w zakresie iNIRS dla Kernel HI (Los Angeles, CA, USA) – w latach 2018-2019 w ramach aktywności naukowej skonstruował prototyp iNIRS w laboratorium tej firmy i wspierał trwające projekty,
6. świadczenie usług konsultingowych dla Optina Diagnostics (Kanada) – w ramach aktywności opracował dla tej firmy algorytmy przetwarzania obrazu, które pomagają w przeprowadzeniu szczegółowej analizy obrazu oka w celu identyfikacji beta-amyloidu odpowiedzialnego za rozwój choroby Alzheimerera.

Do aktywności naukowej Habilitanta można również zaliczyć członkostwo w organizacji SPIE – The International Society for Optics and Photonics, oraz w Optica (wcześniej znanej pod nazwą OSA – Optical Society of America), a także recenzowanie artykułów do czasopism: Optics Letters, Optics Express, Applied Optics, Photonics Research, OSA Continuum, Optica, Journal of the Optical Society of America A, Biomedical Optics Express, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Computational Imaging (od 2016 roku dla tych czasopism recenzował ponad 40 artykułów naukowych).

Zdaniem recenzenta Habilitant **spełnia kryteria dotyczące aktywności naukowej** w myśl Ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. „Prawo o szkolnictwie wyższym” (Dz. U. 2018 poz. 1668 z późn. zm.) – art. 219 ust. 1 pkt. 3.

5. Inne osiągnięcia, w tym osiągnięcia dydaktyczne i organizacyjne oraz nagrody

Habilitant ma szereg osiągnięć dydaktycznych. Jest promotorem pomocniczym w dwóch przewodach doktorskich oraz był opiekunem dwóch obronionych prac magisterskich i trzech inżynierskich. Prowadził również ćwiczenia związane z matematyką z przedmiotów: „Wprowadzenie do matematyki”, „Matematyka dyskretna”, „Analiza matematyczna” oraz laboratoria komputerowe związane z informatyką: „Programowanie C/C++”, „Programowanie C#/ .NET”, „Programowanie aplikacji webowych ASP.NET MVC”, „Linux/Unix i usługi sieciowe”.

Do organizacyjnych osiągnięć Habilitanta można zaliczyć współpracę z otoczeniem gospodarczym. Prócz wspomnianą już współpracą z zagranicznymi firmami CoMind Technologies (Wielka Brytania), Canon (Japonia), Kernel HI (USA) oraz firmą Optina Diagnostics (Kanada) Habilitant jest współzałożycielem (z prof. Maciejem Wojtkowskim i dr. Łukaszem Kornaszewskim) spółki spin-off InCellVu, której celem jest zbudowanie komercyjnego systemu FF-SS-OCT z modyfikacją STOC, aby dostarczyć na rynek urządzenia okulistyczne nowej generacji.

6. Konkluzja

Biorąc pod uwagę posiadany stopień doktora, pozytywną ocenę przedstawionego wyżej dorobku naukowego oraz aktywności naukowej, stwierdzam, że dr Dawid Borycki **spełnia wszystkie wymagania** Ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. „Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce” (Dz. U. 2018 poz. 1668 z późn. zm.) do uzyskania stopnia doktora habilitowanego nauk technicznych w dyscyplinie inżynieria biomedyczna. Wnoszę zatem o dopuszczenie dr. Dawida Boryckiego do dalszych etapów postępowania habilitacyjnego.

J. Pluciński

