

Kraków 14.02.2026

dr hab. inż. Jacek Tarasiuk, prof. AGH  
Akademia Górniczo-Hutnicza  
im. Stanisława Staszica w Krakowie  
Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej  
al. Mickiewicza 30  
30-059 Kraków

**Recenzja rozprawy doktorskiej  
pana mgr inż. Pawła Lipowicza**

Pod tytułem:

*Optymalizacja procedur badawczych w komputerowej rekonstrukcji i analizie  
matematycznej obrazów mikrotomograficznych*

Przedłożona do recenzji rozprawa doktorska została napisana pod opieką naukową promotor dr hab. Agnieszki Dardzińskiej-Głębockiej oraz promotor pomocniczej dr hab. inż. Marty Borowskiej.

Recenzję opracowano na prośbę prof. dr hab. inż. Romualda Mosdorfa, Przewodniczącego Rady Naukowej Wydziału Mechanicznego Politechniki Białostockiej (pismo WM-IIB.4130.4.25 z dnia 15.12.2025 r.).

Praca doktorska pana Pawła Lipowicza pt. Optymalizacja procedur badawczych w komputerowej rekonstrukcji i analizie matematycznej obrazów mikrotomograficznych liczy 145 stron i składa się z 6 rozdziałów uzupełnionych o streszczenie w języku polskim i angielskim, wykaz użytych skrótów, bibliografię, spisy tabel, rysunków i listingów oraz aneks.

Rozdział pierwszy stanowi teoretyczne wprowadzenie do zagadnień poruszanych w pracy. Jego celem jest uporządkowanie podstawowej wiedzy z zakresu tomografii komputerowej, artefaktów obrazowych oraz metod ich redukcji i oceny jakości obrazów. Opisano w nim ideę tomografii komputerowej jako techniki obrazowania wnętrza obiektów. Przedstawiono podstawowe zasady działania tomografów, ich geometrie oraz zakres zastosowań. Omówiono fizyczne podstawy tomografii komputerowej, w szczególności oddziaływanie promieniowania rentgenowskiego z materią, zjawisko osłabienia wiązki oraz

prawo Lamberta-Beera. Wspomniano również o znaczeniu tomografii komputerowej na tle innych technik obrazowania w diagnostyce medycznej i badaniach nieniszczących. W dalszej części rozdziału autor omawia główne typy artefaktów, ze szczególnym uwzględnieniem artefaktów ringowych i metalicznych, przyczyny ich powstawania oraz wpływ na jakość obrazu. W tym miejscu dokonuje również krótkiego przeglądu metod służących do ograniczania lub eliminacji artefaktów w obrazach tomograficznych. Ostatnim zagadnieniem poruszonym we wstępie pracy jest przetwarzanie obrazów tomograficznych, w tym wykorzystanie algorytmów głębokiego uczenia maszynowego oraz metod filtracji przestrzennej i częstotliwościowej w redukcji szumów i artefaktów. Na zakończenie autor prezentuje wybrane metryki porównawcze i bezreferencyjne.

W dwustronicowym rozdziale drugim autor opisuje cel pracy i stawia główne tezy badawcze.

Rozdział trzeci zawiera opis metodyki badawczej. Rozdział rozpoczyna się od prezentacji wykorzystanych w pracy fantomów wirtualnych oraz rzeczywistych obrazów pomiarowych, następnie przechodzi do opisu środowiska implementacyjnego. W dalszej części dokonano porównania analitycznych i algebraicznych metod rekonstrukcji obrazów, żeby ostatecznie przejść do opisu metod redukcji artefaktów ringowych i metalicznych.

Rozdział czwarty to opis i zestawienie wykonanych przez autora doświadczeń komputerowych, ich wyników i analiz.

Rozdział piąty – kluczowy z punktu widzenia pracy – to dyskusja otrzymanych wyników i całościowe podsumowanie przeprowadzonych prac.

Pracę kończy rozdział szósty podsumowujący najważniejsze wnioski, zawierający potwierdzenie tezy badawczej pracy oraz prezentujący możliwe kierunki dalszych badań.

Pracy towarzyszy bogata bibliografia licząca 150 pozycji. Praca zawiera 14 tabel oraz 48 rysunków. W aneksie załączono również trzy fragmenty kodów komputerowych.



Głównym celem pracy było opracowanie i implementacja autorskich metod redukcji artefaktów ringowych i metalicznych. Autor postawił w pracy dwie tezy badawcze (za autorem):

1. Opracowanie procedur rekonstrukcji i redukcji artefaktów umożliwia dokładną (z dokładnością do 100  $\mu\text{m}$ ) ocenę budowy struktury kostnej wokół implantu przy zachowaniu czasu realizacji procesu poniżej 4 s/tomogram.
2. Zastosowanie dedykowanych metod interpolacyjnych opartych na analizie sinogramu oraz lokalnych właściwościach projekcji pozwala na skuteczne ograniczenie artefaktów ringowych i metalicznych w obrazach mikrotomograficznych.

Autor do rozwiązania problemu wykorzystał język programowania Python w wersji 3.8 oraz kilkanaście bibliotek programistycznych, z których najważniejszą jest stworzony na Uniwersytecie w Manchesterze pakiet TIGRE toolbox, który umożliwia m.in. symulację sinogramów, rekonstrukcję obrazów tomograficznych oraz testowanie i porównywanie algorytmów rekonstrukcji, z których to możliwości autor intensywnie korzystał.

W przypadku redukcji artefaktów ringowych autor stworzył algorytm łączący dyskretną transformatę falkową z empiryczną dekompozycją modów. Sinogram poddawano dwuwymiarowej transformacie falkowej po czym otrzymany obraz filtrowano dolnoprzepustowo w pionie i górnoprzepustowo w poziomie. Na podstawie wartości średnich oraz odchyłeń standardowych zdekomponowanego sinogramu ustalano progi dopuszczalnych wartości pikseli, tak aby nie odbiegały one zbyt dalece od średniej. Na tej podstawie identyfikowano punkty wykraczające poza ustalone limity, co pozwalało zidentyfikować linie odpowiadające w sinogramie artefaktom ringowym zarówno o wartościach bliskich zera jak i wartościach bliskich wysycenia detektora. Proces powtarzano na różnych poziomach dekompozycji sinogramu. Następnie na poziomie sinogramu usuwano punkty odpowiadające artefaktom zastępując ich wartości interpolacją liniową sąsiednich wartości. Dotychczasowa część algorytmu była już realizowana przez różnych autorów. Ograniczeniem metody jest jednak jej brak czułości na artefakty ringowe o wartościach niewiele różniących się od średniej sinogramu. W celu zaradzenia temu problemowi autor proponował zastosowanie dodatkowej filtracji sinogramu metodą empirycznej dekompozycji modów. Poszczególne kolumny sinogramu zostały zsumowane a otrzymana funkcja została poddana filtracji z wykorzystaniem empirycznej dekompozycji modów aż do trzeciej

harmonicznej, a następnie wszystkie te harmoniczne usunięto z sygnału. Cały sinogram skorygowano przemnażając przez funkcję będącą stosunkiem pierwotnej funkcji poddanej dekompozycji oraz funkcji po odfiltrowaniu harmonicznych. W ten sposób uzyskano sinogram ze zredukowaną obecnością artefaktów ringowych. Na podstawie skorygowanego sinogramu odtworzono projekcje, które poddano rekonstrukcji metodą filtrowanej projekcji wstecznej.

Metodę przetestowano dla dwóch zestawów danych: syntetycznych oraz rzeczywistych.

W pierwszym przypadku badania wykonano na fantomie Shepp–Logan (typ Yu-Ye-Wang) wygenerowanym w rozdzielczości  $512 \times 512 \times 512$  px a w sinogramach sztucznie wprowadzono artefakty ringowe o intensywności od 2% do 20% względem wartości tła. Sinogramy poddano dyskretnej dekompozycji falkowej dla wielu rodzin falek (m.in. Haar, Daubechies, Symlets, Coiflets, Biorthogonal, discrete Meyer), a następnie – na bazie opisanego wyżej progowania i analizy kolumn – wyznaczano pozycje pasm do lokalnej korekcji, którą dodatkowo wzmocniono empiryczną dekompozycją modów. Następnie porównano rekonstrukcje oryginalnego fantomu oraz fantomu z artefaktami ringowymi poddanemu autorskiej metodzie filtracji. Jakościowo efekty oceniono zestawem metryk dostępnych w bibliotece TIGRE (PSNR, RMSE, SSIM, MS-SSIM). Wyniki pokazują istotną poprawę jakości obrazów fantomu po redukcji artefaktów. Skuteczność detekcji pasm zależała od rodziny falki: najlepsze wyniki w identyfikacji obszarów indukcji artefaktów uzyskały Haar oraz Coiflet 1. Autor zauważa też, że bardziej złożone falki mogą pogarszać dopasowanie do obrazu referencyjnego.

W przypadku danych rzeczywistych wykorzystano obrazy tomograficzne głowy szczura zmierzone techniką mikrotomografii rentgenowskiej w ramach realizowanego znacznie wcześniej przez innych autorów badania nad oddziaływaniem implantów z tkanką kostną. Wykorzystano losowe próbki żuchwy szczura z czterema rodzajami implantów z biozłota, tytanu, tytanu i biozłota oraz materiału bioresorbowalnego. Z punktu widzenia prowadzonej analizy rodzaj implantu nie miał znaczenia. W przypadku danych rzeczywistych nie ma możliwości porównania obrazów po redukcji artefaktów z obrazami pozbawionymi artefaktów. Możliwe jest jedynie jakościowe wizualne porównanie obrazów przed i po redukcji artefaktów ringowych oraz wykorzystanie metryk bezreferencyjnych, które jednak z



powodów opisanych w dalszej części mają tutaj ograniczone zastosowanie. Ocenę wizualną wspomagają również zamieszczone w pracy obrazy różnicowe. Stopień redukcji artefaktów ringowych należy w tym przypadku uznać za dobry, a w niektórych przypadkach bardzo dobry.

Drugim zadaniem jakie autor sobie postawił było stworzenie autorskiej metody redukcji artefaktów metalicznych. Metoda ta, w odróżnieniu od redukcji artefaktów ringowych, działa na projekcjach, a nie na sinogramie. Dla każdej projekcji, z wykorzystaniem sieci neuronowej, znajdowany jest obszar metaliczny (obszar implantu), a następnie wnętrze tego obszaru poddane jest redukcji współczynnika osłabienia promieniowania rentgenowskiego. Skorygowana projekcja jest następnie w normalny sposób wykorzystywana do rekonstrukcji obrazu algorytmem Feldkampa, Davisa i Kressa (FDK). Mimo ideowej prostoty zaproponowanego podejścia główna trudność leży w odpowiednim wyszkoleniu sieci neuronowej, tak aby w sposób właściwy i optymalny znajdowała w obrazie projekcyjnym obszar i kształt implantu. Do tego celu autor wykorzystał architekturę sieci U-Net++. Do szkolenia sieci wykorzystano wspomniane wcześniej pomiary mikrotomograficzne czaszek szczurów z implantami z tytanu oraz z tytanu z bioszkiełtem. Z wybranych losowo pomiarów (67 skanów) wylosowano przypadkowe projekcje (po 4 z każdego skanu), z których utworzono zbiór uczący. Zbiór ten zawierał poszczególne projekcje oraz odpowiadające im „ręcznie” przygotowane maski implantów. Liczność zbioru zwiększono poprzez wprowadzenie kopii obrazów i masek w sposób losowy odbitych symetrycznie lub obróconych o wielokrotność  $90^\circ$ . Jako funkcję strat zastosowano kombinację trzech składowych: *binary cross-entropy*, *Dice loss* i *focal loss*. Rozszerzony zbiór uczący podzielono na dane treningowe i dane walidacyjne. W celu poprawy segmentacji zwiększono kontrast projekcji z wykorzystaniem adaptacyjnego wyrównywania histogramu z ograniczeniem kontrastu. Trenowany model zawierał 4 poziomy enkodera i 4 poziomy dekodera. Warstwą wyjściową była konwolucja z oknem o rozmiarze 1 piksela z aktywacją sigmoidalną. Jakość wyszkolonej sieci oceniono z wykorzystaniem wybranych metryk (IoU, dokładność, precyzja, czułość) porównując maski wygenerowane przez sieć z maskami przygotowanymi przez autora. Analiza statystyczna potwierdziła dobrą jakość generowanych masek. Posiadając wyszkoloną sieć autor wygenerował maski dla wszystkich projekcji wybranych wcześniej losowo próbek. Warto w tym miejscu zwrócić uwagę, że sieć była szkolona na



danych przeskalowanych w dół w stosunku do rozmiarów oryginalnych skanów. Stąd wygenerowane maski były przed zastosowaniem skalowane w górę do rozmiarów skanu. Po szczególne projekcje w obszarze maskowania zostały poddane redukcji współczynnika osłabienia promieniowania rentgenowskiego a następnie, w celu redukcji wzmocnienia krawędzi, zastosowano filtrację trymowaną średniej. Tak skorygowane projekcje użyto do wykonania rekonstrukcji metodą filtrowanej projekcji wstecznej.

Podobnie jak w przypadku redukcji artefaktów ringowych przeprowadzono również testy z wykorzystaniem danych syntetycznych w oparciu o fantom Shepp-Logana, do którego sztucznie wstawiono obszar o bardzo wysokim współczynniku osłabienia promieniowania rentgenowskiego, symulującym obecność implantu. Test ten miał na celu jedynie sprawdzenie części algorytmu związanej z redukcją tego współczynnika w oparciu o maskę, gdyż w tym przypadku tworzenie maski przez sieć neuronową było zbyt trudne. Test ten pozwalał natomiast na porównanie algorytmu autora z metodą normalizowanej redukcji artefaktów metalicznych oraz rekonstrukcją bez redukcji przy użyciu standardowych metryk porównawczych (RMSE, PSNR, SSIM, MS-SSIM, VIF). Obrazem referencyjnym był oryginalny fantom nie poddany rekonstrukcji. Metoda stworzona przez autora okazała się lepsza od normalizowanej redukcji artefaktów metalicznych pod względem każdej z użytych metryk. Również porównanie wizualne wskazuje na wyższość metody autora.

W przypadku obrazów rzeczywistych nie można było zastosować metryk porównawczych. Pozostała więc jedynie możliwość porównania metody autora z metodą normalizowanej redukcji artefaktów metalicznych. Ocena wizualna wskazuje, że we wszystkich przypadkach uzyskano redukcję artefaktów w postaci zmniejszenia intensywności smug ciągnących się wzdłuż przedłużonej krawędzi implantu w porównaniu do metody normalizowanej redukcji artefaktów metalicznych. Należy jednak zwrócić uwagę, że metoda proponowana przez autora wprowadza istotne artefakty na krawędziach implantu. Krawędzie stają się znacznie bardziej rozmyte, a wokół nich pojawia się dość szeroki obszar przyciemnionego pola, co jest szczególnie dobrze widoczne na rys. 44c. W wybranych zastosowaniach, jak na przykład ocena wstępnej stabilności implantu stomatologicznego, artefakty takie mogą być szczególnie niekorzystne. Podobny efekt głębokiego cienia wokół krawędzi implantu występuje na rys. 46g. Na tym samym rysunku autor słusznie zwraca uwagę na wyraźnie lepszą rozróżnialność tkanki kostnej i tkanek miękkich w porównaniu



z metodą normalizowanej redukcji artefaktów metalicznych co jest wynikiem artefaktów wtórnych w tej ostatniej metodzie.

Należy podkreślić, że autor w ramach swojej pracy wykonał szereg badań mających charakter pomocniczy, związanych jedynie pośrednio z głównym nurtem pracy. Są to na przykład porównania jakości rekonstrukcji różnymi metodami (w tym iteracyjnymi), porównania czasów rekonstrukcji, analiza różnych typów filtrów stosowanych w algorytmie FDK itp. Analizy te zostały przeprowadzone z zachowaniem właściwej staranności oraz zgodnie z regułami sztuki, acz jako przyczynkowe nie będą tu szczegółowo opisywane.

Podsumowując należy stwierdzić, że autor prawidłowo zaimplementował dwie autor-skie metody redukcji artefaktów (ringowych i metalicznych) oraz w sposób poprawny metodologicznie ocenił ich jakość, a w przypadku artefaktów metalicznych zestawił i porównał z metodą referencyjną.

Załączone przykłady działania obu metod są przekonujące i wskazują na osiągnięcie stawianych sobie przez autora celów pracy.

Jednoznacznie potwierdzają one również drugą tezę pracy, a więc, że zastosowanie odpowiednio dobranych metod interpolacyjnych opartych na analizie sinogramu (w przypadku artefaktów ringowych) oraz lokalnych właściwościach projekcji (w przypadku artefaktów metalicznych) pozwala na skuteczne poprawę jakości obrazu poprzez redukcję odpowiednich artefaktów.

W przypadku pierwszej tezy, recenzent uważa, że została ona sformułowana niefortunnie, gdyż odnosi się do dwóch parametrów względnych, zależnych od przyjętych w pracy założeń. Teza podaje oczekiwany czas realizacji procesu 4s/tomogram. Nie precyzuje jednak ani jakiego sprzętu obliczeniowego dotyczy ani jakiego materiału badawczego. Czas obliczeń w bezpośredni sposób będzie na przykład zależał od wielkości rekonstruowanego tomogramu. Można oczywiście założyć, że oczekiwania te zostały sformułowane w stosunku do komputera osobistego opisanego przez autora w rozdziale 3.2. Jest to jednak konfiguracja dość przypadkowa i odległa od typowej konfiguracji występującej w laboratoriach badawczych lub ośrodkach medycznych. Warto również zwrócić uwagę, że sama wartość tego parametru nie ma współcześnie (w rozsądnym przedziale) szczególnego znaczenia, gdyż stosunkowo łatwo można skrócić czas obliczeń przez



unowocześnienie konfiguracji komputera. Znacznie ważniejszym parametrem przy ocenie nowej metody obliczeniowej jest jej skalowalność, a więc informacja jak czas obliczeń wzrasta wraz ze wzrostem wielkości zadania obliczeniowego. Autor nie badał tego parametru, choć z pracy wiemy, że etap szkolenia sieci neuronowej odbywał się na danych mocno zredukowanych. Przyjęte rozdzielczości (512px x 320px) z późniejszym reskalowaniem mogą być wystarczające dla tomografii medycznej, jednak w mikrotomografii laboratoryjnej mogą wprowadzać nieakceptowalne błędy. Drugim parametrem zakładanym w pierwszej tezie pracy jest dokładność 100  $\mu\text{m}$  z jaką będzie można oceniać struktury anatomiczne wokół implantu. Ponownie wartość ta jest pozbawiona znaczenia, dopóki nie odniesie się jej do rozmiarów badanego obiektu, wielkości woksela oraz rozdzielczości pomiaru. W szczególności wartość ta traci sens przy analizie danych syntetycznych, gdzie obiekt (np. fantom Shepp-Logana) można dowolnie skalować oraz zmieniać jego rozdzielczość. Dlatego lepszym postawieniem sprawy byłoby tutaj odniesienie zakładanej dokładności na przykład do wielokrotności wielkości woksela.

Wątpliwości budzi wykorzystanie metryk bezreferencyjnych. Metryki te stworzone były do zastosowania w przypadku tzw. obrazów naturalnych co w praktyce oznacza obrazy fotograficzne. Obrazy medyczne, w szczególności obrazy tomograficzne mają inne charakterystyki. Chow i Rajagopal (Li Sze Chow, Heshalini Rajagopal, "Modified-BRISQUE as no reference image quality assessment for structural MR images", Magnetic Resonance Imaging, 2017) pokazali na przykład, że metryka BRISQUE słabo radzi sobie z obrazami medycznymi, dopiero jej przeuczenie na obrazach z MRI zapewniło zgodność ocen ludzkich obserwatorów z wynikami liczbowymi metryki. Podobne obciążenie ciąży nad metrykami NIQE i PIQE. Ich użycie w pracy nie jest oczywiście błędem, należy jednak pamiętać o ich ograniczeniach i podchodzić z dużą ostrożnością do interpretacji wartości liczbowych.

Pewnym ograniczeniem prowadzonych badań w zakresie artefaktów metalicznych było wprowadzenie artefaktów w postaci prostopadłościanów. Skoncentrowało to uwagę autora na charakterystycznych smugach powstających wzdłuż przedłużenia krawędzi obiektu. W praktyce implanty mają złożone kształty, a jednym z istotnych problemów jest powstawanie cienia w miejscu wklęsłości implantu. Oczywiście w przypadku danych rzeczywistych autor nie miał możliwości wyboru kształtu implantu. Wykorzystano dane



pochodzące z innych, przeprowadzonych już badań. Jednak w przypadku danych syntetycznych można się było pokusić o zbadanie jak nowo zaproponowany algorytm radzi sobie z wklęsłym kształtem implantu. Oczywiście wiązałoby się to z dodatkową pracą związaną z uczeniem sieci neuronowej rozpoznawania innego kształtu implantu. Ten aspekt prowadzi zresztą do istotnego ograniczenia metody, które nie zostało w pracy zbadane. Wydaje się, że prostopadłościenny implant jest obiektem stosunkowo prostym do wykrycia przez sieć neuronową, nawet w swoich różnorodnych rzutach. Prawdziwym problemem będą implanty zawierające jednocześnie dodatnie i ujemne krzywizny. Na pewno utrudni to rozpoznawanie odpowiednich kształtów, ale przede wszystkim skomplikuje korektę współczynnika osłabienia promieniowania rentgenowskiego. Oczywiście zagadnienie to wykracza poza ramy ocenianej pracy, jednak dyskusja tego ograniczenia na pewno byłaby wartościowym jej uzupełnieniem.

W pracy nie udało się uniknąć pewnych błędów lub nieścisłości. Opis budowy lampy rentgenowskiej zakłada, że zarówno katoda jak i anoda wykonane są z wolframu, co jest tylko jedną z wielu możliwości. Również założenie, że elektrony uderzają w anodę dotyczy tylko jednego z typów budowy lampy. Zwłaszcza w przypadku lamp stosowanych w mikrotomografii target i anoda często nie są tym samym. Nieprawdą jest natomiast, że „Podczas pobudzania katody wysokim napięciem rzędu kilkuset keV następuje jej żarzenie i emisja elektronów.” (linia 3, str. 12). Obwody żarzenia lampy rentgenowskiej zazwyczaj nie przekraczają napięcia 15V. Na str. 13 autor stwierdza, że zjawisko utwardzania wiązki i zjawisko Comptona zaburzają eksponencjalną relację zapisaną w prawie Lamberta-Beera. Jest to prawdą tylko w odniesieniu do pierwszego z tych zjawisk. Liniowy współczynnik osłabienia promieniowania rentgenowskiego (współczynnik  $\mu$ , który można znaleźć w tablicach) zawiera w sobie składowe wynikające z efektu fotoelektrycznego, efektu Comptona oraz rozpraszania koherentnego. Efekt Comptona jest zatem w nim uwzględniony. W ostatnim zdaniu na str. 18 autor użył chyba nie do końca zrozumiałego skrótu myślowego pisząc, że wykładnik równania (3) jest pomijany, co linearyzuje problem. Szum Poissona (str. 25) nie jest związany z niskim poziomem zliczanych fotonów; cechuje dowolny poziom intensywności zliczeń i wynika ze statystycznego charakteru oddziaływań kwantów promieniowania X z materią. We wzorze (16) autor nie podaje czego dotyczy odchylenie standardowe. W literaturze jako miarę szumu Poissona stosuje się parametr  $\lambda$ , który jest

równy pierwiastkowi z liczby zliczeń i jest to właśnie odchylenie standardowe liczby zliczeń. Kłopotliwość szumu Poissona nie zależy jednak od samej wielkości szumu, ale od jego stosunku do średniej liczby zliczeń i to prawdopodobnie o to chodziło autorowi we wzorze (16), ale nie zostało to prawidłowo wyrażone. Odniesienie do publikacji [39] jest właściwe w kontekście redukcji szumu Poissona, ale nie ma nic wspólnego z artefaktami widocznymi na rys. 6, które są typowymi artefaktami smugowymi, a nie szumem Poissona.

W pracy zdarzają się również pewne usterki edytorskie. Na przykład we wzorze (1) brakło indexu „max” przy oznaczeniu energii, we wzorze (32) brak jest objaśnienia wielkości  $T_N$ , rysunki 29 i 30 są zdecydowanie zbyt małe, aby można było skutecznie porównać ich zawartość, a pierwsze zdanie rozdziału 5.2 jest chyba efektem pomyłkowej edycji.

Mimo zgłoszonych uwag uważam, że przedstawiona do recenzji praca prezentuje oryginalny i twórczy wkład w rozwój badań nad metodami redukcji artefaktów w pomiarach tomograficznych.

Stwierdzam, że recenzowana praca doktorska spełnia wszystkie wymagania określone w art. 13 Ustawy o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (z dnia 14 marca 2003 roku, wraz z późniejszymi zmianami) oraz ustawy Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (z dnia 20 lipca 2018 roku wraz z późniejszymi zmianami).

Wnioskuje zatem o dopuszczenie pana mgr. inż. Pawła Lipowicza do dalszych etapów postępowania.

