

Łódź, 12 lutego 2024

dr hab. inż. Piotr M. Szczypiński
Instytut Elektroniki Politechniki Łódzkiej
Al. Politechniki 10, 93-590 Łódź
<https://orcid.org/0000-0002-9956-0862>

Autoreferat

1. Opis kariery zawodowej

W roku 1995 uzyskałem tytuł magistra inżyniera elektroniki i telekomunikacji na Politechnice Łódzkiej.

W 2001 roku uzyskałem stopień doktora nauk technicznych w dyscyplinie *elektronika*. Rozprawę doktorską napisaną pod kierunkiem prof. Andrzeja Materki *Modele deformowalne do ilościowej analizy i rozpoznawania obiektów w obrazach cyfrowych* [1] obroniłem na Wydziale Elektrotechniki, Elektroniki, Informatyki i Automatyki Politechniki Łódzkiej.

W 2013 roku uzyskałem stopień naukowy doktora habilitowanego w dyscyplinie Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna nadany uchwałą Rady Wydziału Automatyki, Elektroniki i Informatyki Politechniki Śląskiej. Tytuł rozprawy habilitacyjnej: *Komputerowa analiza obrazów z endoskopu bezprzewodowego dla diagnostyki medycznej* [2].

Rozprawy dostępne są publicznie w wersjach elektronicznych:

http://www.eletel.p.lodz.pl/pms/Publikacje/2012_Habilitacja.pdf
<https://core.ac.uk/download/pdf/53097139.pdf>
http://www.eletel.p.lodz.pl/pms/Publikacje/2000_Doktorat.pdf

Od 2000 roku jestem zatrudniony w Instytucie Elektroniki Politechniki Łódzkiej, najpierw na stanowisku adiunkta, później profesora uczelni.

W latach 2002-2004 (2 lata), 2007 (2 miesiące), 2016 (3 miesiące) brałem udział w badaniach naukowych prowadzonych w National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, USA.

Obecnie pełnię funkcję kierownika Zakładu Elektroniki Medycznej Instytutu Elektroniki Politechniki Łódzkiej.

2. Opis kariery naukowej, w tym prowadzonych prac badawczych oraz realizowanej aktywności naukowej

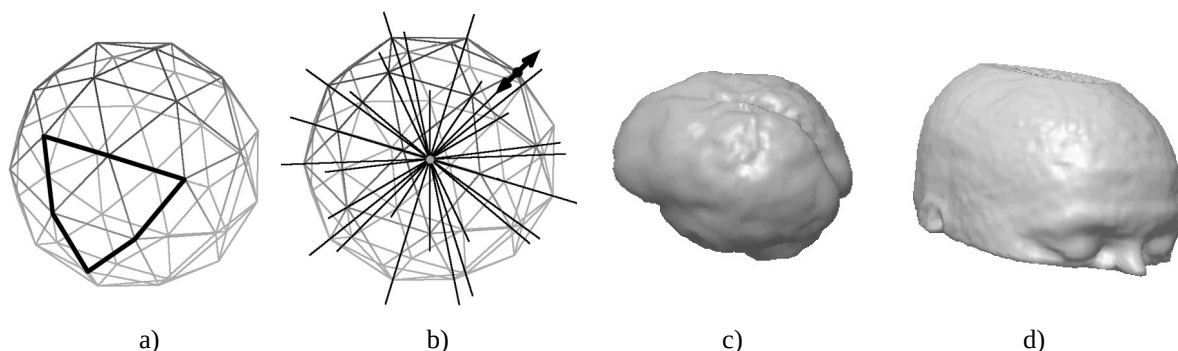
Moje najważniejsze osiągnięcia naukowe dotyczą głównie rozwoju metod przetwarzania i analizy obrazów medycznych a także obrazów materiałów biologicznych i żywności. W przypadku obrazów medycznych metody te dotyczą zarówno dwuwymiarowych zdjęć, sekwencji obrazów, jak i trójwymiarowych obrazów tomograficznych, obrazów mikroskopii konfokalnej oraz wektorowych modeli trójwymiarowych. Osiągnięcia te można podzielić na cztery główne obszary obejmujące: opracowanie i rozwój algorytmów analizy obrazów za pomocą parametrycznych modeli deformowalnych (2.1), opracowanie metod i metodyk analizy cech barwy, tekstury i morfologii do klasyfikacji i segmentacji obrazów (2.2), opracowanie metod modelowania obiektów trójwymiarowych (2.3) oraz wyniki prowadzonych badań związanych z zastosowaniami opracowanych metod w szczególności dla wspomagania diagnostyki medycznej (2.4). Ponadto, za wartościowe osiągnięcia badawcze uważam przygotowanie narzędzi badawczych, w szczególności programów komputerowych, które umożliwiły rozwój badań prowadzonych przez inne zespoły badaczy (2.5). Swoje osiągnięcia przedstawiam zgodnie z tą kolejnością.

2.1. Opracowanie oryginalnych modeli deformowalnych

Parametrycznymi modelami deformowalnymi zainteresowałem się podczas pisania pracy dyplomowej magisterskiej pod kierunkiem prof. Pawła Strumiłło. Jednym z rozpatrywanych wówczas problemów była segmentacja obrazów ultrasonograficznych przekrojów serca i ocena kształtu jego komór. Zaproponowałem zastosowanie modelu aktywnego konturu jako metody umożliwiającej uzyskanie ciągłego obrysu poszukiwanego obszaru nawet w przypadku, w którym kontur takiego obszaru w obrazie jest rozmyty i nieciągły [3], [4]. Opracowałem udoskonalony model aktywnego konturu, w którym ruch punktów węzłowych ograniczony jest do półprostych ułożonych radialnie wokół punktu środkowego oraz zaproponowałem metodę oddziaływania obrazu na kontur jednocześnie za pomocą gradientu oraz poziomu jasności obrazu. Ograniczenie ruchu węzłów do półprostych pozwoliło zredukować złożoność obliczeniową procedury optymalizacji kształtu modelu redukując liczbę wymiarów z dwóch do jednego. Opracowany model został też użyty do analizy obrazów spękanych ziarniaków pszenicy [5], [6]. Pełny opis opracowanego algorytmu aktywnego konturu zamieściłem w rozprawie doktorskiej [1]. W późniejszym czasie zacząłem zajmować się również analizą obrazów trójwymiarowych, najpierw dostępnych w projekcie *Visible Human* a potem trójwymiarowych obrazów rezonansu magnetycznego. Uogólniłem zaproponowany wcześniej model aktywnego konturu na przestrzeń trójwymiarową, definiując model deformowalnej powierzchni z punktem środkowym, i wykazałem możliwość jego stosowania do segmentacji trójwymiarowych obrazów tomograficznych [7], [8]. Również w tym przypadku koncepcja ruchu węzłów wzdłuż radialnych kierunków pozwoliła uprościć sposób modelowania sprężystości i oddziaływania obrazu na model podczas ewolucji tego modelu, redukując liczbę wymiarów analizowanej przestrzeni z trzech do jednego (Rys. 1). W przypadku modelu trójwymiarowej powierzchni umożliwiło to przynajmniej trzykrotne przyspieszenie działania procedury dopasowania konturu.

Działanie modeli parametrycznych wymaga ich wstępnej inicjalizacji w domyślnym kształcie, zazwyczaj okręgu. Proces analizy obrazu polega na ewolucyjnej zmianie ich kształtu w celu dopasowania się do konturów obiektów widocznych w analizowanym obrazie. Wcześniej stosowane modele miały tendencję do nieprawidłowego i nadmiernego kurczenia się podczas takiego dopasowania, szczególnie jeśli gradient jasności w pobliżu poszukiwanego konturu obrazu był mały a sam obraz był zakłócony. Nie były w stanie ustalić prawidłowego położenia i kształtu tworząc

postać zdegenerowaną do małej pętli lub pojedynczego punktu. Opracowane modele rozwiązały ten problem uzyskując prawidłową zbieżność procedury optymalizacji, uzyskując oczekiwany kształt podczas ich ewolucyjnego dopasowania do treści obrazu.



Rys. 1. Model deformowalnej powierzchni z punktem środkowym: a) ilustracja teselacji dwudziestościanu foremnego, b) radialnie rozłożone półproste ograniczające ruch węzłów, c) wynik dopasowania powierzchni do obrazu mózgu oraz d) do powierzchni twarzy

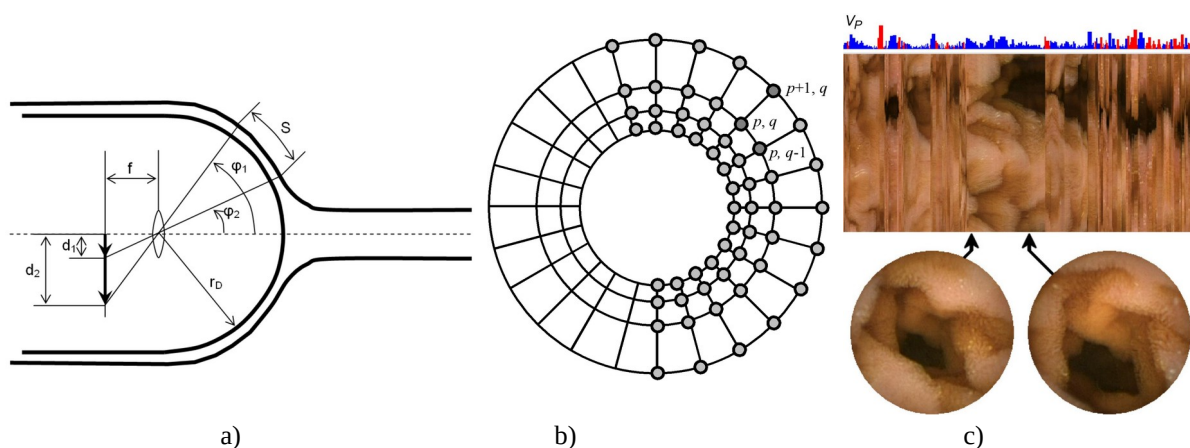
W szczególności za najwartościowsze moje osiągnięcia dotyczące modeli z punktem środkowym uważam:

- opracowanie geometrycznej koncepcji modeli z punktem środkowym w przestrzeniach dwu- i trójwymiarowych oraz opracowanie wydajnej obliczeniowo metody modelowania naprężeń i wygładzania kształtu modeli z punktem środkowym,
- opracowanie metody obliczania wpływu obrazu na położenie węzłów na podstawie połączonej informacji o poziomie jasności oraz o lokalnym gradiencie jasności obrazu,
- opracowanie metody do obliczania równomiernego rozkładu półprostych w przestrzeni trójwymiarowej poprzez teselację dwudziestościanu foremnego,
- testy i walidacja opracowanych modeli z wykorzystaniem obrazów rzeczywistych ultrasonograficznych oraz rezonansu magnetycznego,
- wykazanie, że opracowane modele umożliwiają segmentację obszarów o lokalnych nieciągłościach konturu.

Prowadząc badania podczas pracy nad doktoratem [1], którego promotorem był prof. Andrzej Materka, zajmłem się inną grupą parametrycznych modeli deformowalnych – modelami siatkowymi [9], [10], [11]. W odróżnieniu od aktywnego konturu, którego węzły formują zewnętrzny obrys analizowanego obszaru, tutaj węzły tworzą przestrzenną sieć wzajemnych połączeń wypełniających wnętrze oraz niewielkie sąsiedztwo analizowanego obszaru. Sieć, podobnie jak aktywny kontur, jest elastyczna i pozwala na przemieszczenie się węzłów względem siebie, jednak na tyle sztywna aby zapewnić zachowanie wzajemnych relacji przestrzennych między węzłami. Każdy węzeł modelu niesie informację o lokalnych cechach obrazu wzorcowego. Model taki jest nakładany na analizowany obraz, do którego się dopasowuje przemieszczając węzły w miejsca o cechach zbliżonych do cech obrazu wzorcowego. Moim oryginalnym osiągnięciem było opracowanie różnych struktur połączeń między węzłami sieci obejmującymi regularne siatki o rastrze prostokątnym i trójkątnym [1], [10], [11]. Opracowałem metodę modelowania elastyczności sieci za pomocą wzorców geometrycznych oraz metodę, w której podczas dopasowania modelu do obrazu zmieniane są jego parametry elastyczności [1], [11]. Wykazałem, że zastosowane rozwiązania pozwalają przyspieszyć procedurę analizy obrazu. Wykazałem też, że modele takie pozwalają śledzić ruch obiektów w filmach wideo [9], [12] oraz rozpoznawać obiekty należące do wybranych klas [1], [10], [11], [13].

W 2003 roku podczas mojego pobytu w Narodowym Instytucie Standardów i Technologii (NIST) w USA, prof. Ram D. Sriram zwrócił moją uwagę na nową technikę obrazowania jelita cienkiego za pomocą kapsułkowego endoskopu bezprzewodowego. Dzięki współpracy z Azjatyckim Instytutem

Gastroenterologii (AIG) w Indiach pozyskałem filmy wideo będące wynikiem takiego obrazowania. Diagnozowanie chorób przewodu pokarmowego na podstawie wizualnej oceny tych kilkugodzinnych filmów było pracochłonne, długotrwałe i nużące dla operatora. Postawiłem sobie za cel opracowanie narzędzi wspomagających tę pracę. Jedną z koncepcji stało się wykorzystanie danych wideo do rekonstrukcji dwuwymiarowego obrazu reprezentującego wygląd wewnętrznej powierzchni przewodu pokarmowego. W związku z tym opracowałem geometryczny model ruchu kapsułki wewnątrz jelita (Rys. 2a). Następnie na tej podstawie zaproponowałem dedykowany, siatkowy model deformalnych pierścieni [14], [15], [16], [17], [18], [19] o oryginalnej strukturze połączeń międzywęzłowych (Rys. 2b), którego zadaniem było podążanie za względnym ruchem ścianek jelita w analizowanej sekwencji obrazów. Model ten estymuje względną prędkość ruchu kapsułki [15] oraz „skanuje” obraz wzdłuż zewnętrznego pierścienia [17] rekonstruując przybliżony obraz wewnętrznej powierzchni jelita (Rys. 2c), nazywany dalej mapą.



Rys. 2. Model deformalnych pierścieni: a) jeden z dwóch zaproponowanych przeze mnie schematów geometrycznych ruchu kapsułki wewnątrz elastycznego tunelu, b) układ połączeń węzłów i c) fragment zrekonstruowanego obrazu powierzchni jelita wraz z odpowiadającymi mu oryginalnymi obrazami endoskopowymi

Model deformalnych pierścieni (MDP) wzorowałem na modelach siatkowych opracowanych przeze mnie wcześniej wykorzystujących wzorce geometryczne [1], [12] oraz na tych znanych z literatury, w których do modelowania wewnętrznych naprężeń wykorzystuje się równanie energii potencjalnej membrany [20], [21], [22]. Zastosowanie równania membrany wymaga obliczenia pochodnych pierwszego i drugiego rzędu dla współrzędnych węzłów wzdłuż prostoliniowych kierunków ich połączeń występujących w siatkach o regularnej strukturze. W przypadku siatki koncentrycznych pierścieni, w której węzły nie układają się wzdłuż linii prostych, ten sposób modelowania naprężeń okazał się nieodpowiedni. Opracowałem więc metodę obliczania naprężeń w siatce o dowolnej, nieregularnej strukturze [2], [19]. W metodzie tej estymowane są parametry transformacji afinicznej pewnego sąsiedztwa węzłów między siatką niezdeformowaną a jej aktualnym kształtem. Różnica między rzeczywistym położeniem węzła a jego domniemanym położeniem wynikającym z transformacji jego sąsiedztwa, przez analogię do zagadnień z zakresu inżynierii mechanicznej, nazywana jest naprężeniem. Algorytm dopasowania modelu stara się minimalizować sumę tak zdefiniowanych naprężeń jednocześnie modyfikując położenia węzłów w taki sposób aby podążały za przesuwającą się treścią obrazu.

W celu wykorzystania danych będących wynikiem działania MDP do wspomagania procesu diagnostycznego opracowałem algorytm i program komputerowy do synchronizacji odtwarzania filmu z endoskopu oraz prezentacji mapy powierzchni jelita [18]. Informacja o estymowanej prędkości jest przez program wykorzystywana do sterowania szybkością odtwarzania filmów tak, aby miejsca, w których kapsułka się zatrzymała odtwarzać z dużą prędkością a te, w których kapsułka przesuwała

się szybko odtwarzać w zwolnionym tempie. Ponadto, odtwarzanie filmu zostało zsynchronizowane z wizualizacją odnośnego fragmentu mapy przewodu pokarmowego, natomiast wskazanie wybranego przez użytkownika miejsca na tej mapie przywołuje i powoduje odtworzenie związanego z nim fragment filmu. Po zidentyfikowaniu potencjalnej zmiany chorobowej na mapie, pozwala to na szybkie przywołanie tej części filmu, która tę zmianę uwidacznia.

Przydatność modelu deformowalnych pierścieni i metody wspomagania procesu diagnostycznego zostały potwierdzone badaniami, w których wzięli udział eksperci-gastroenterolodzy z AIG. Przygotowane przeze mnie materiały, przetworzone oraz nieprzetworzone za pomocą MDP, przekazałem tym ekspertom do analizy. Statystyki przeprowadzonych przez nich analiz diagnostycznych wykazały, że użycie modelu zwiększa liczbę wykrytych zmian chorobowych i skraca czas poświęcony na przeglądanie filmu [19], [2]. Ciekawostką może być również to, że w 2004 roku przedstawiłem koncepcję modelu i rekonstrukcji obrazu powierzchni wewnętrznej jelita na konferencji *United European Gastroenterology Week* w Pradze. Obecni tam przedstawiciele firmy *GivenImaging* produkującej kapsułki nie byli zainteresowani współpracą, jednak w kolejnej wersji oprogramowania *RapidReader* tej firmy wprowadzono kolorowy pasek ułatwiający dostęp do wybranych fragmentów filmu będący namiastką proponowanego przeze mnie rozwiązania.

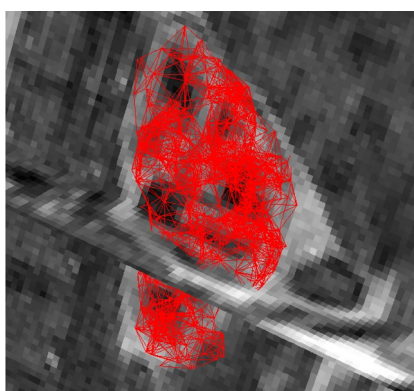
Następnie w mojej pracy badawczej zająłem się zastosowaniami metody modelowania naprężeń, opracowanej pierwotnie dla MDP, w modelach siatkowych o dowolnej i nieregularnej strukturze [8]. Metodę tę uogólniłem i wyprowadziłem równania definiujące naprężenia w dowolnej siatce i w przestrzeni o dowolnej wymiarowości [23]. Zaproponowałem metodę, której podstawą jest obliczenie wyznacznika i rozkład własny macierzy lokalnej transformacji, pozwalający wydzielić jej elementy składowe odpowiedzialne za skalowanie, rozciąganie kierunkowe oraz obrót. Ponowna synteza tej macierzy z ograniczeniem części z tych czynników pozwala kontrolować wybrane aspekty fizyczne deformacji. Przykładowo, pominięcie lub ograniczenie wpływu czynników odpowiedzialnych za obrót i rozciąganie kierunkowe siatki pozwala na modelowaniu naprężeń wynikających wyłącznie ze skalowania. Utrzymywanie wyznacznika macierzy bliskiego jedności, pozwala więc modelować deformacje materiałów nieściśliwych, takich jak organy wewnętrzne ciała ludzkiego, w których głównym składnikiem jest woda. Jednocześnie nie jest ograniczana zdolność takiego modelu do swobodnego obracania się i przesuwania.

Uogólnioną metodę modelowania naprężeń wykorzystałem do rozwiązania problemu wzajemnego dopasowania obrazów trójwymiarowych. Opracowałem w tym celu model siatki przestrzennej (Rys. 3), która może obejmować wybrany fragment obrazu trójwymiarowego. Model został w praktyce zastosowany do korygowania ruchu nerek będącego wynikiem rytmu oddechowego i ruchów pacjenta podczas obrazowania. Zaproponowane rozwiązanie pozwoliło w znacznym stopniu ograniczyć niepożądaną deformację obrazów zachowując ich prawidłową wielkość i właściwe proporcje [23]. Znane wcześniej metody elastycznego dopasowania obrazów (ang. *image nonrigid registration*) wykorzystujące m.in. funkcje *b*-sklejane nie umożliwiały takiej kontroli.

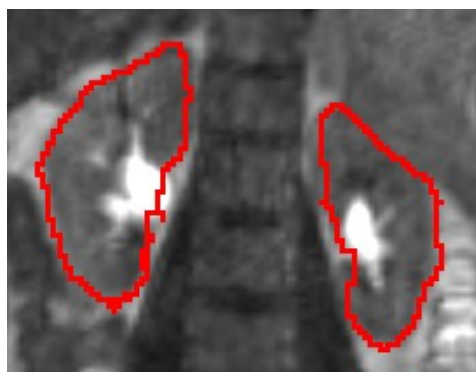
W szczególności za najwartościowsze moje osiągnięcia dotyczące siatkowych modeli deformowalnych uważam:

- a) analizę działania i zastosowań modeli siatkowych o różnych konfiguracjach połączeń międzywęzłowych,
- b) opracowanie metody dopasowania modeli siatkowych o zmiennej elastyczności oraz wykazanie, że dopasowanie takich modeli przebiega sprawniej niż w modelach stosowanych wcześniej,
- c) testy i walidacja opracowanych modeli w zastosowaniach do rozpoznawania obiektów i ich śledzenia z wykorzystaniem obrazów rzeczywistych,
- d) opracowanie modeli geometrycznych ruchu kapsułki endoskopowej w elastycznym przewodzie pokarmowym i w obecności ruchów perystaltycznych,
- e) opracowanie modelu deformowalnego koncentrycznych pierścieni służącego do śledzenia ruchu względnego ścianek przewodu pokarmowego,

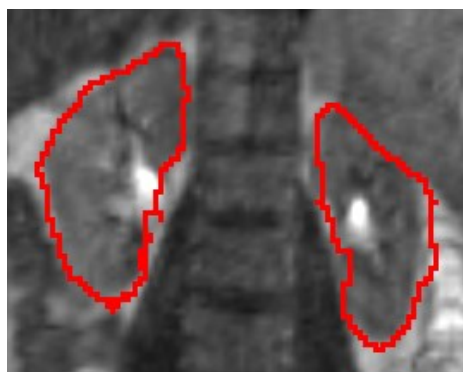
- f) metoda automatycznego doboru prędkości odtwarzania filmu na podstawie estymowanej prędkości endoskopu w celu usprawnienia diagnozowania zmian chorobowych,
- g) opracowanie koncepcji i algorytmu generowania obrazu-mapy powierzchni przewodu pokarmowego do szybkiego rozpoznawania i lokalizowania zmian chorobowych,
- h) wykazanie, że opracowany model deformowalnych pierścieni usprawnia proces diagnostyki medycznej chorób przewodu pokarmowego,
- i) opracowanie uniwersalnej metody modelowania naprężeń wewnątrz siatki o dowolnym, w tym nieregularnym, układzie węzłów i połączeń między nimi,
- j) opracowanie metody umożliwiającej niezależną kontrolę nad elastycznym dopasowaniem modelu siatkowego ze względu na jego skalowanie, zmianę proporcji, przemieszczanie i obrót,
- k) uogólnienie opracowanej metody obliczania naprężeń w modelach siatkowych na przestrzenie o dowolnej liczbie wymiarów,
- l) dopasowanie trójwymiarowych obrazów nerek opracowaną metodą i porównanie uzyskanych wyników z metodą odniesienia wykorzystującą funkcje b-sklejane.



a)



b)



c)

Rys. 3. Ilustracja wyniku dopasowania obrazów za pomocą modelu deformowalnych siatek trójwymiarowych: a) nieregularna sieć trójwymiarowa nałożona na obraz 3D nerki, b) wybrany przekrój obrazu po dopasowaniu z prawidłowym kształtem i wielkością miedniczek (jasne obszary), c) wymik uzyskany za pomocą funkcji b-sklejanych z nieprawidłowo pomniejszonymi miedniczkami.

2.2. Cechy barwy, tekstury i morfologii w klasyfikacji i segmentacji obrazów

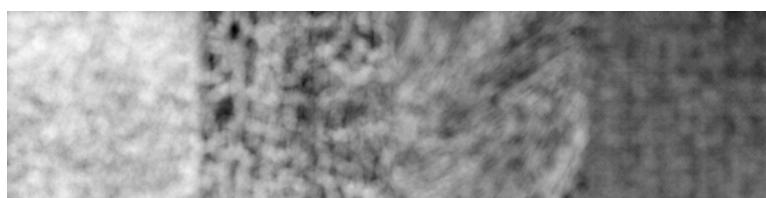
Tekstura jest pewnym wzorem w obrazie, często złożonym z powtarzających się regularnie drobniejszych, podobnych do siebie elementów. Obszar obrazu obejmujący taki wzór jest postrzegany przez człowieka jako jednorodny w sensie subiektywnie przypisywanych mu cech. Tekstura w przypadku obrazów wizyjnych może być obrazem fakturowanych powierzchni (np. tynk, powierzchnia betonu), powierzchni będącej złożeniem drobnych, nieregularnie rozłożonych

elementów (trawnik, liście korony drzewa, futro, układ drobnych naczyń krwionośnych) oraz wzorów tworzonych przez połączenie elementów regularnych (ściana z cegły, tkanina). Człowiek postrzega tego typu obszary w sposób całościowy, nie zwracając uwagi na poszczególne elementy, które go tworzą.

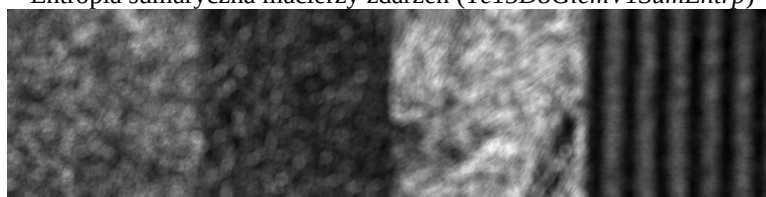
Badania poświęcone analizie tekstury obrazowej rozpocząłem w ramach projektu *Wspomaganie diagnostyki raka sutka na podstawie komputerowej analizy mammogramów*. Moje zadanie w projekcie polegało na adaptacji i implementacji algorytmu macierzy zdarzeń (ang. *gray-level co-occurrence matrices*) Roberta Haralicka oraz na analizie serii obrazów mammograficznych za pomocą tej metody. W tym czasie nasiliło się zainteresowanie teksturą obrazową i jej analizą jako potencjalną metodą wspomagania diagnostyki medycznej. Wyrazem tego zainteresowania były projekty europejskie COST-B11 i COST-B21, w których brałem udział w zespole kierowanym przez prof. Andrzeja Materkę. W ramach projektów zająłem się implementacją algorytmów ekstrakcji cech rozkładu jasności oraz tekstury, a następnie ich usprawnieniem umożliwiającym obliczanie takich cech w dowolnie zdefiniowanym obszarze zainteresowania. Kolejnym krokiem było opracowanie i implementacja algorytmów normalizacji histogramów jasności obrazu wykonywana przed ekstrakcją cech. Kolejnymi etapami analizy cech były selekcja cech o dużej zdolności dyskryminacyjnej oraz algorytmy uczenia maszynowego sieci wielowarstwowego perceptrony, nad których implementacją pracowali pozostali członkowie zespołu. Połączenie tych algorytmów pozwoliło rozwiązywać zagadnienia rozpoznawania i klasyfikacji obrazów zawierających tekstury, de-facto definiując metodykę takiej analizy dla dowolnych obszarów zainteresowania [24], [25], [26], [27], [28], [29].



a)



Entropia sumaryczna macierzy zdarzeń (Yc15D8GlcMv1SumEntrp)



Cecha histogramu kierunków gradientów (Yc15D8HogO8b7)

b)



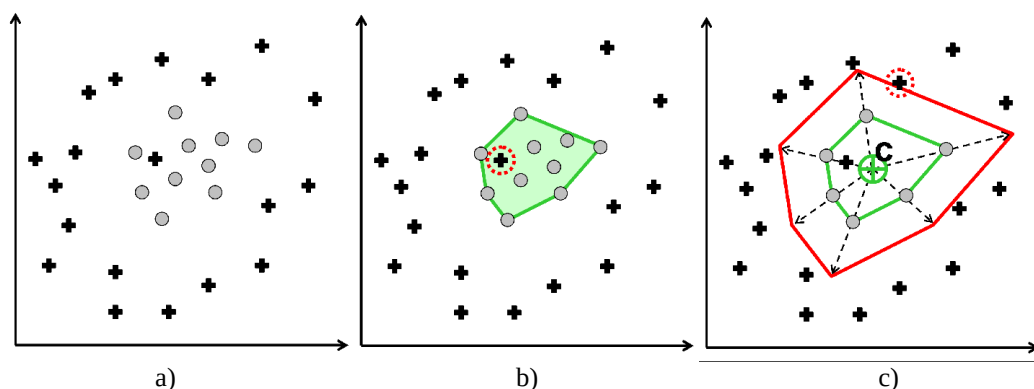
c)

Rys. 4. Przykładowy wynik segmentacji obrazu tekstur w opracowanej metodyce: a) obraz czterech tekstur naturalnych, b) mapy wyselekcjonowanych cech o dużych zdolnościach dyskryminacyjnych, c) wynik segmentacji obrazu uzyskany za pomocą komitetu klasyfikatorów liniowych

Przedmiotem analizy w ramach projektów COST B11 i B21 były również trójwymiarowe obrazy tomograficzne. Spowodowało to konieczność uogólnienia pojęcia tekstury, rozumianej wcześniej jako cecha obrazów płaskich, na obrazy trójwymiarowe. Aby umożliwić analizę takich tekstur opracowałem algorytmy ekstrakcji ich cech z obrazów trójwymiarowych [27], [29], [30]. Program do analizy tekstur *MaZda* (nazwa jest akronimem Macierzy Zdarzeń) będący wynikiem prowadzonych prac, implementujący opracowaną metodykę dla obrazów dwu- i trójwymiarowych, został udostępniony nieodpłatnie stając się uznanym narzędziem wykorzystywanym przez wiele zespołów badawczych na świecie o czym świadczą liczne cytowania publikacji [27] poświęconej programowi.

Analizując cechy tekstury wydobywane (ekstrahowane) w niewielkich obszarach zauważyłem ich potencjalną przydatność w segmentacji obrazów [2], [27], [31]. W wyniku tych obserwacji opracowałem i zaimplementowałem metodę obliczania cech oraz ich prezentacji w postaci obrazów (map cech), w których jasność piksela reprezentuje lokalną wartość cechy tekstury. Zaproponowałem i opracowałem metodykę i narzędzia, których zadaniem jest lokalna analiza tekstury obrazu w celu znalezienia efektywnego sposobu jego segmentacji [27], [29], [30]. Obejmuje ona przygotowanie zbioru uczącego składającego się z punktów obrazu należących do różnych tekstur, ekstrakcję cech w sąsiedztwach tych punktów, selekcję cech o dużej zdolności dyskryminacyjnej i uczenie nadzorowane klasyfikatorów. Z obrazu będącego celem segmentacji ekstrahowane są następnie mapy wyselekcjonowanych uprzednio cech, a opracowany klasyfikator dokonuje segmentacji obrazu na podstawie tak przygotowanych map (Rys. 4).

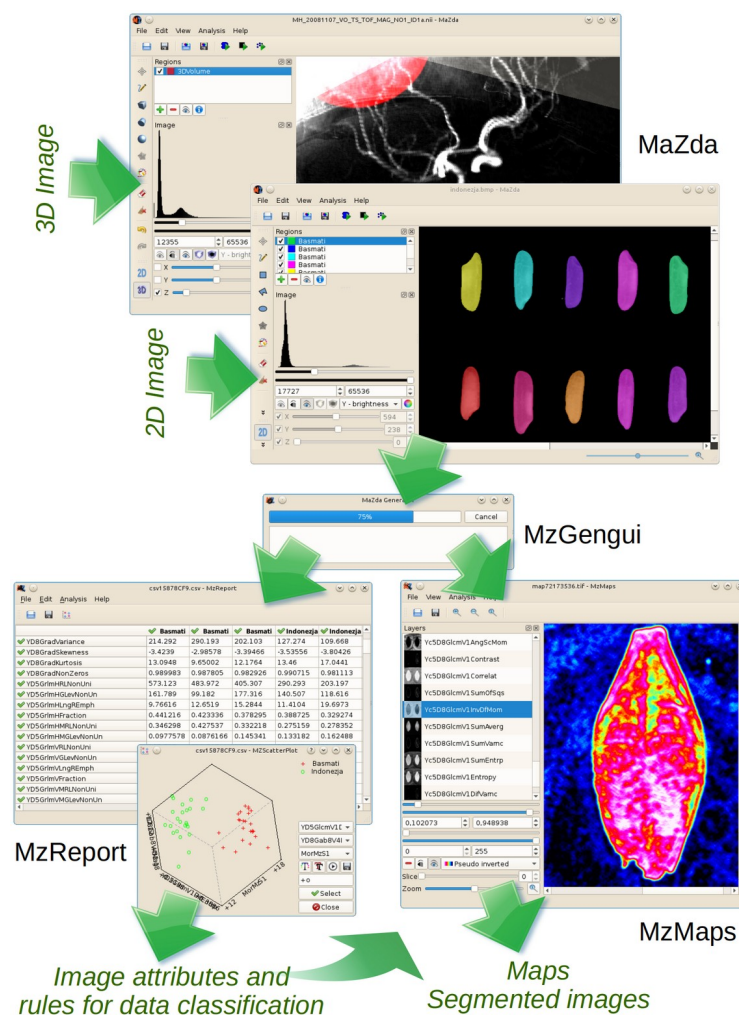
Prowadząc badania, w których wykorzystywałem obrazy barwne, w szczególności obrazy żywności [32], [33], [34] oraz endoskopowe [29], [35], zwróciłem uwagę na konieczność ekstrahowania cech tekstur barwnych a także cech morfologicznych (kształtu badanych obszarów). Opracowałem rozwiązanie, które połączyło analizę składowych modeli kolorów (RGB, CMY, YIQ, HSB i innych) z algorytmami normalizacji jasności i ekstrakcji cech tekstury, oraz algorytmami obliczającymi cechy morfologiczne. Zaproponowane podejście umożliwia fuzję informacji związanej z barwą, teksturą i morfologią obszarów. Przygotowane na tej podstawie narzędzie badawcze umożliwiło mi prowadzenie badań nad klasyfikacją materiałów biologicznych takich jak ziarna zbóż [36], [33] i wędliny [32], oraz obrazów medycznych [2], [29], [35].



Rys. 5. Ilustracja algorytmu obliczania zdolności dyskryminacyjnej za pomocą powierzchni wypukłej:
a) wektory jednej klasy tworzą grupę otoczoną przez wektory drugiej klasy, b) zliczanie wektorów klasy drugiej wewnątrz wieloboku wypukłego utworzonego na wektorach klasy pierwszej, c) ocena marginesu przez powiększenie wieloboku wokół jego środka ciężkości

Jednym z elementów analizy obrazów w opracowanych metodykach jest selekcja cech o dużej zdolności dyskryminacyjnej. Aby umożliwić prawidłową selekcję w przestrzeniach cech, w których wektory tych cech nie mają rozkładów normalnych (co jest jednym z założeń liniowej analizy dyskryminacyjnej) konieczne było opracowanie innej metody definiującej kryterium takiej selekcji. Opracowałem więc metodę wykorzystującą nieliniową granicę decyzyjną klasyfikacji w formie

powierzchni wypukłej (Rys. 5), umożliwiającą wybór przestrzeni cech, w której wektory jednej klasy tworzą grupę otoczoną przez wektory innych klas. Aby efektywnie wykorzystywać tak powstałe kryterium selekcji cech opracowałem również metodą selekcji grup cech znaczących (ang. *wrapper feature selection*). Oryginalnym rozwiązaniem jest w tej metodzie wybór cech w podprzestrzeniach o wymiarowości rosnących. Cechy znalezione w podprzestrzeni o wymiarowości $n-1$ (w grupach po $n-1$ cech) są sortowane zgodnie z kryterium selekcji. Podczas selekcji grup cech dla wymiarowości n w pierwszej kolejności brane są pod uwagę cechy będące najwyżej w dotychczasowym rankingu. Metoda pozwala wykonać efektywną selekcję grup cech znaczących w ograniczonym czasie. Wykazałem przydatność tej metody selekcji oraz przydatność kryterium selekcji cech wykorzystującego klasyfikator z powierzchnią wypukłą w zastosowaniu do analizy obrazów endoskopowych [2], [31], [35], [37] oraz ziarniaków zbóż [36].



Rys. 6. Graficzny schemat metodyki analizy tekstury, barwy i kształtu za pomocą narzędzi qMaZda

Opracowane algorytmy normalizacji obrazów, ekstrakcji i selekcji cech, obliczania map tekstur, uczenia maszynowego, klasyfikacji i segmentacji obrazów tekstur zostały przeze mnie zaimplementowane w pakiecie programów *qMaZda* [30]. Pakiet, będący rozwinięciem narzędzia *MaZda*, implementuje metodyki analizy obrazów tekstur w celu znalezienia skutecznych sposobów ich klasyfikacji lub segmentacji (Rys. 6). Zawiera on narzędzia, programy *MaZda*, *MzGengui*, *MzReport* i *MzMaps*, które pozwalają realizować opracowane metodyki. W myśl zasad Otwartej nauki kody źródłowe tych programów udostępniłem nieodpłatnie w publicznym repozytorium *GitLab*.

Za moje najbardziej wartościowe osiągnięcia dotyczące analizy cech obrazów uważam:

- a) udział w opracowaniu metodyki analizy cech tekstury w obszarach zainteresowania obrazów cyfrowych,
- b) opracowanie metody prezentacji lokalnych cech tekstury w postaci map,
- c) opracowanie metodyki analizy obrazów służącej do znalezienia efektywnej metody segmentacji obrazów zawierających tekstury,
- d) opracowanie algorytmów wydobywania cech tekstur trójwymiarowych (np. z trójwymiarowych obrazów tomograficznych i rezonansu magnetycznego),
- e) opracowanie metody ekstrakcji cech tekstury w kanałach barwowych obrazów przy użyciu wybranych modeli kolorów,
- f) opracowanie narzędzi umożliwiających łączną analizę (fuzję) cech barwy, tekstury i morfologii obrazów,
- g) opracowanie metody selekcji grupy cech o największej łącznej zdolności dyskryminacyjnej za pomocą sortowania cech ze względu na ich zdolność dyskryminacyjną i analizy podprzestrzeni cech o rosnących wymiarowościach,
- h) opracowanie klasyfikatora z wypukłą granicą decyzyjną i jego zastosowanie w procesie selekcji cech.

2.3. Opracowanie metod modelowania obiektów trójwymiarowych

Innym obszarem zagadnień, którym się interesuję są algorytmy modelowania modelowania trójwymiarowego. Pierwszym z moich osiągnięć był wspomniany już wcześniej model deformowalnej powierzchni, umożliwiający rekonstrukcję powierzchni mózgu oraz twarzy nawet w przypadkach występowania lokalnych nieciągłości granic tych struktur w danych obrazowych. Takie nieciągłości mogą być wynikiem niedoskonałości metod obrazowania (np. USG), styku tych struktur ze strukturami sąsiednimi o podobnym poziomie jasności lub wzajemnego przenikania się takich struktur. W dalszych badaniach zająłem się opracowaniem algorytmów modelowania powierzchni naczyń krwionośnych [38], [39], [40], [41], [42], [43], [44].

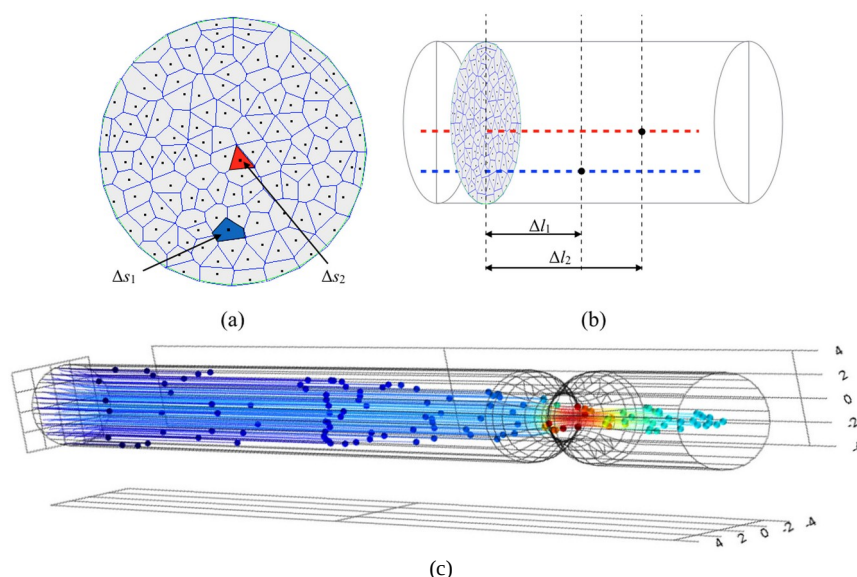
Problemem istniejących algorytmów modelowania układów naczyń krwionośnych było budowanie modeli o pofałdowanych powierzchniach. Było to spowodowane niedoskonałością danych wejściowych – ograniczoną rozdzielczością trójwymiarowych obrazów tomograficznych oraz ich rastrową strukturą. Istniejące metody wygładzania powierzchni takich modeli okazywały się niewystarczające do korygowania takich pofałdowań. Modele nie mogły być więc w praktyce zastosowane w symulacji laminarnego przepływu krwi. Algorytm, który zaproponowałem znajduje linię środkową naczyń krwionośnych [40], [45], estymuje średnicę naczynia krwionośnego wzdłuż tej linii i na podstawie tych danych tworzy gładki model powierzchni. Szczególnym osiągnięciem było zastosowanie metod wygładzania przebiegu linii środkowej oraz powierzchni zewnętrznej naczynia krwionośnego wzorowane na rozwiązaniach stosowanych w modelach deformowalnych. Wytworzone przeze mnie modele trójwymiarowe systemów naczyń krwionośnych umożliwiły uzyskanie prawidłowych wyników symulacji przepływu krwi [40], [42].

$$f(\sigma; A, r) = \frac{A\omega r}{\sigma} \frac{\kappa}{\sqrt{1 + \kappa^2 \left(\frac{\sigma}{\omega r} - \frac{\omega r}{\sigma} \right)}} \left(\frac{\left(\frac{\sigma}{\omega r} \right)^2}{\left(1 + \frac{\sigma}{\omega r} \right)^2} \right)^{\eta} \quad (1)$$

$$\kappa = 17.289, \omega = 0.03411 \text{ i } \eta = 432$$

Kolejnym ważnym osiągnięciem było opracowanie oryginalnej metody estymacji średnicy naczyń krwionośnych [46]. W moich badaniach zaobserwowałem zależność wartości funkcji unaczynienia

(ang. *vesselness function*) od średnicy naczynia krwionośnego oraz parametru rozmycia obrazu stosowanego podczas obliczania tej funkcji. Znalazłem również wzór, model matematyczny odwzorowujący tę zależność (1). Następnie opracowałem algorytm, który oblicza funkcję unaczynienia dla wybranych wartości parametru rozmycia (tzw. skali przekształcenia obrazu), dopasowuje model matematyczny do uzyskanych danych i na tej podstawie estymuje promień naczynia r (połowę średnicy). Zaletą algorytmu jest duża dokładność estymacji średnic drobnych naczyń krwionośnych oraz uproszczenie i przyspieszenie procesu modelowania naczyń krwionośnych na podstawie tomograficznych obrazów trójwymiarowych.

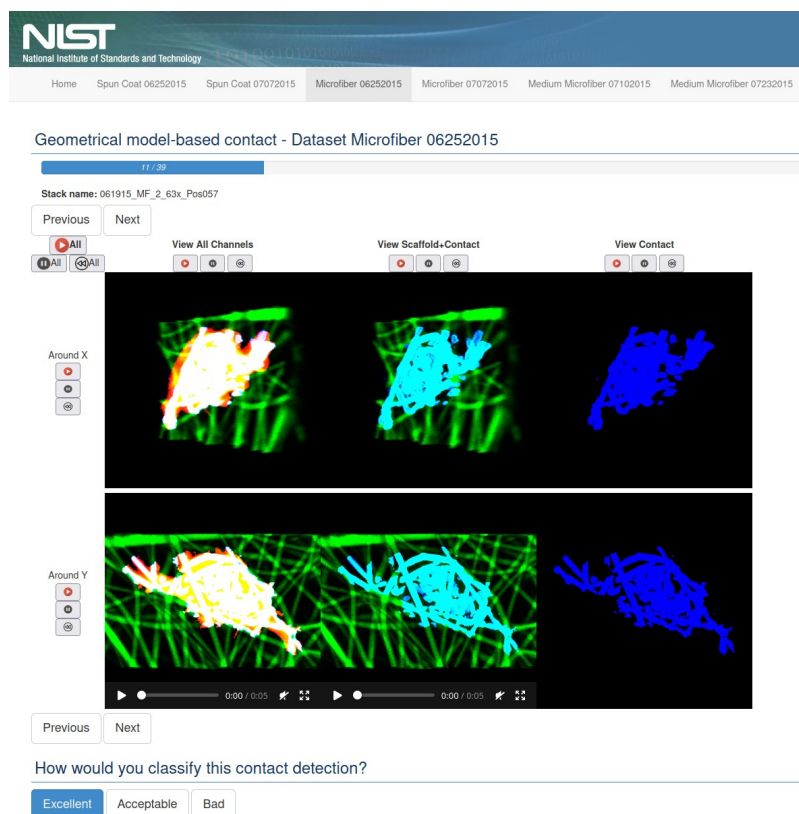


Rys. 7. Ilustracja koncepcji algorytmu cząsteczkowego: (a) teselacja przekroju naczynia krwionośnego, (b) rozkład cząsteczek wzdłuż trajektorii przepływu, (c) wizualizacja (autorstwa dra hab. Artura Klepaczek) rozkładu cząsteczek będących w ruchu wewnątrz modelu naczynia krwionośnego z przewężeniem.

Jednym z problemów, który pojawił się podczas opracowania symulatora obrazowania rezonansu magnetycznego na podstawie dynamiki przepływu krwi było połączenie wyników symulacji przepływu płynów z symulacją zjawisk rezonansu magnetycznego. Moim osiągnięciem było rozwiązanie tego problemu i opracowanie oryginalnego algorytmu cząsteczkowego do symulacji dynamiki przepływu krwi [40], [42]. Opracowany algorytm generuje chmurę punktów na podstawie trajektorii przepływu oraz funkcji prędkości przepływu krwi wzdłuż tych trajektorii. Każdy z punktów reprezentuje pewną określoną objętość krwi wraz z przypisanymi jej właściwościami fizycznymi. Rozkład punktów-cząstek w przestrzeni jest wynikiem zaproponowanej przeze mnie metody teselacji wewnętrznej objętości naczynia krwionośnego. W kolejnym etapie cząstki przemieszczają się wzdłuż obliczonych trajektorii (Rys. 7). Podczas tego ruchu dla poszczególnych cząstek symulowane są zjawiska rezonansu magnetycznego takie jak precesja magnetyczna, relaksacja spinów oraz wpływ gradientu pola magnetycznego i impulsów radiowych na pobudzenie jąder atomowych i częstotliwość precesji. Opracowana przeze mnie metoda pozwoliła połączyć wyniki analizy przepływu płynów będące wynikiem działania programu COMSOL z modelowaniem zjawisk rezonansu magnetycznego w odpowiednio przystosowanym symulatorze SIMRI. Umożliwiło to przeprowadzenie kompletnej symulacji obrazowania naczyń krwionośnych metodą MOTSA (ang. *Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition*).

Podczas mojego trzeciego pobytu w NIST w 2016 roku wziąłem udział w projekcie, którego celem było badanie różnicowania się komórek zrębowych szpiku kostnego w zależności od rodzaju podłoża (ang. *scaffold*), na którym komórki rosną. Zająłem się modelowaniem podłoży włóknistych (ang. *microfibers*) na podstawie trójwymiarowych obrazów z mikroskopu konfokalnego. Moim

osiągnięciem było dostosowanie i wykorzystanie rozwiązań stosowanych wcześniej w modelowaniu naczyń krwionośnych. W szczególności dokonałem modyfikacji i dostosowania algorytmu obliczania funkcji unaczynienia [47], [48], [49]. Metoda pozwoliła na uwydatnienie struktur włóknistych, segmentację ich obrazów i budowanie modeli trójwymiarowych tych struktur. Wyniki segmentacji obrazów komórek i podłoży umożliwiły mi znalezienie miejsc styku komórek z tymi podłożami co było jednym z celów projektu. Kolejnym osiągnięciem było opracowanie metody obrazowania modeli komórek, podłoży oraz miejsc styku między nimi, w której w oryginalny sposób połączyłem metody obrazowania przeziernego, prezentacji danych za pomocą składowych barwowych RGB oraz animacji. Wygenerowane animacje posłużyły biologom do jakościowej oceny wyników uzyskiwanych w projekcie. Animacje są udostępnione na stronie internetowej NIST (Rys. 8).



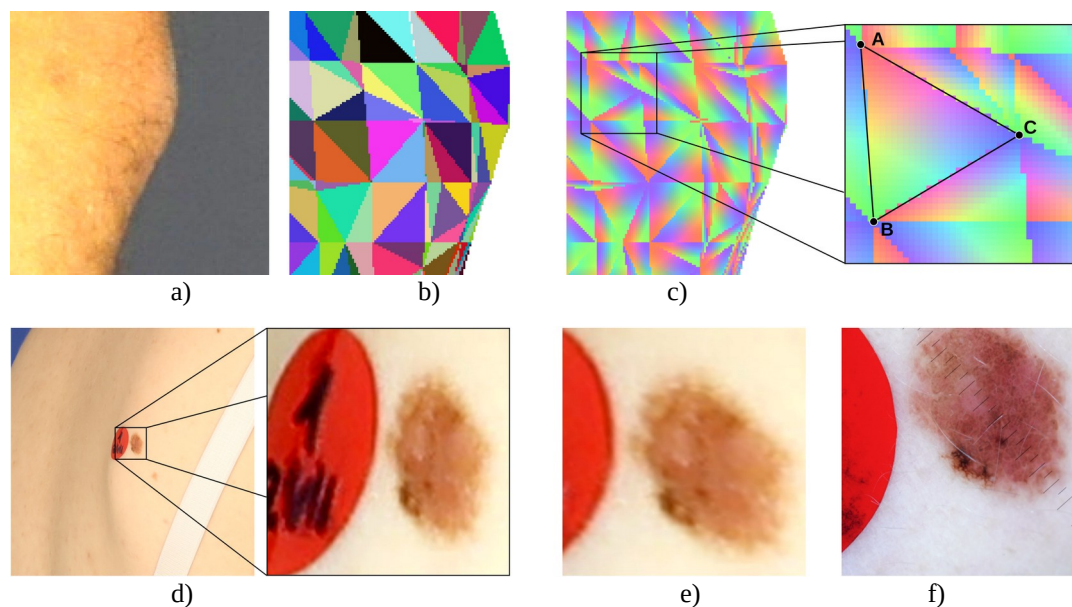
Rys. 8. Strona z animacjami do weryfikacji wyników segmentacji obrazów komórek i identyfikacji powierzchni ich kontaktu z podłożem włóknistym

<https://isg.nist.gov/CellScaffoldContact/app/index.html>

<https://isg.nist.gov/CellScaffoldContact/app/indexGmodelContact.html#/validationMicrofiber06252015>

Kolejnym moim osiągnięciem było opracowanie i walidacja algorytmu ortorektyfikacji (korekcji geometrii ze względu na orientację obrazowanej powierzchni w stosunku do kamery) obrazów zmian skórnych. Założeniem projektu, w którym brałem udział, było umożliwienie dokładnej oceny wielkości i kształtu znamion skórnych na podstawie zdjęć całego ciała pacjenta [50]. Ze względu na różną i zmienną odległość aparatu fotograficznego od powierzchni skóry oraz zmienne nachylenie powierzchni skóry względem osi optycznej aparatu, pomiar rzeczywistej wielkości znamienia nie jest możliwy wyłącznie na podstawie fotografii. W wyniku występowania perspektywy znamiona znajdujące się w większej odległości od obiektywu są w obrazie mniejsze. Nachylenie skóry względem osi optycznej powoduje, że proporcje i kształt znamion w obrazach są niezgodne z ich rzeczywistą geometrią. Obraz znamienia należy zrekonstruować biorąc pod uwagę orientację i odległość aparatu od fotografowanego obiektu. W swojej metodzie w oryginalny sposób wykorzystałem połączoną informację uzyskaną z fotografii cyfrowych oraz modelu trójwymiarowego

pacjenta uzyskanego za pomocą skanerów odległości. Zaproponowałem oryginalną metodę teksturowania trójwymiarowego modelu ciała, która odwzorowuje fotografię na jego powierzchni. W metodzie model ciała jest renderowany z punktu widzenia aparatu fotograficznego w postaci dwóch barwnych mozaik, z których jedna identyfikuje trójkątne ścianki modelu a druga koduje kolorami współrzędne barycentryczne (Rys. 9. a-c). Dzięki temu możliwe stało się uzyskanie informacji o odległości i nachyleniu skóry względem obiektywu dla każdego miejsca fotografii. Informacje te wykorzystywane są do zrekonstruowania obrazów znamion w ich oryginalnych rozmiarach i proporcjach (Rys. 9. d-f). Działanie algorytmu jest wydajne i szybkie dzięki wykorzystaniu możliwości obliczeniowych kart graficznych. Docelowo rozwiązanie ma być stosowane w systemie do badań przesiewowych wspomagających diagnozowanie czerniaka. Całość rozwiązania uzyskała ochronę patentową (P.438252/Pat.243309).



Rys. 9. Ilustracja metody rekonstrukcji (ortorektyfikacji) obrazów znamion skórnych: a) zdjęcie powierzchni skóry, rendering mozaik identyfikujących b) ściankę modelu i c) współrzędne barycentryczne w ściance oraz d) obraz znamienia, e) obraz zrekonstruowany i f) obraz wzorcowy z dermatoskopu

W szczególności za moje najbardziej wartościowe osiągnięcia w zakresie modelowania trójwymiarowego uważam:

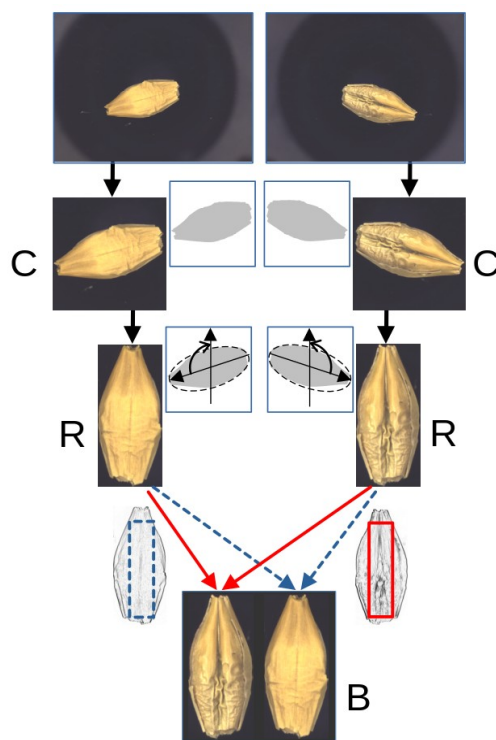
- opracowanie metody modelowania za pomocą deformowalnej powierzchni z punktem środkowym,
- modelowanie naczyń krwionośnych z zastosowaniem oryginalnej metody wygładzania ich linii środkowej i powierzchni,
- opracowanie metody estymacji średnicy naczynia krwionośnego w obrazie trójwymiarowym za pomocą dopasowania modelu matematycznego do funkcji unaczynienia obliczanej dla różnych skal – wartości parametru rozmycia obrazu,
- opracowanie i zastosowanie algorytmu cząsteczkowego do symulacji przepływu krwi,
- opracowanie metody identyfikacji i wizualizacji styku komórek z podłożem włóknistym w obrazach z mikroskopu konfokalnego,
- opracowanie i walidacja algorytmu ortorektyfikacji obrazów zmian skórnych z wykorzystaniem modelu trójwymiarowego całego ciała pacjenta.

2.4. Zastosowania opracowanych metod w medycynie i ocenie jakości żywności

Do moich osiągnięć badawczych zaliczam również zaobserwowanie nieoczywistych zależności, wskazanie nowych zastosowań opracowywanych przez siebie algorytmów komputerowych i wykazanie ich praktycznej przydatności. W szczególności za istotne uważam zastosowania tych algorytmów we wspomaganiu diagnostyki medycznej, analizie materiałów biologicznych w tym do kontroli jakości produktów spożywczych.

Celem pierwszych badań we współpracy z zespołem naukowców (kierowanym przez dr Anette K. Thybo) z Duńskiego Instytutu Nauk Rolniczych w Tjele prowadzonych w ramach projektu COST-B11 była analiza obrazów rezonansu magnetycznego bulw ziemniaków. Właśnie takie obrazy prezentują wyraźną teksturę odzwierciedlającą wewnętrzny rozkład skupisk krochmalu. Jednym z celów badań było sprawdzenie czy występuje związek między odmianą ziemniaków a cechami takiej tekstury i czy cechy tekstury mogą być podstawą klasyfikacji odmianowej. W badanych obrazach zaobserwowałem charakterystyczny radialny układ tekstury bulw ziemniaków [51], [52] formujący się prawdopodobnie podczas ich wzrostu. W związku z tym układem opracowałem metodę wydobywania cech w oddzielnych obszarach obrazu obejmujących tekstury o różnych orientacjach. Wykazałem, że taka analiza tekstury pozwala rozróżnić odmiany ziemniaków, w szczególności pozwala odróżnić odmiany spożywcze od pastewnych i przemysłowych.

Innym kierunkiem prowadzonych przeze mnie badań były analizy obrazów ziaren zbóż. Celem pierwszego takiego projektu była ocena struktury wewnętrznej ziaren pszenicy na podstawie obrazów rentgenowskich. Dzięki opracowanym przeze mnie algorytmom segmentacji obrazów ziaren za pomocą aktywnego konturu z punktem środkowym oraz identyfikacji wewnętrznych spękań za pomocą analizy gradientu jasności, wykazano możliwość oceny przesuszenia ziarna pszenicy na podstawie wewnętrznej struktury pęknięć widocznej w obrazach rentgenowskich ziarniaków [5], [6].



Rys. 10. Ilustracja procedury R) korekcji orientacji obrazów ziarniaków oraz B) rozpoznawania stron grzbietowej i brzusznej

Prowadziłem też badania, które wykazały możliwość oceny jakościowej ziaren jęczmienia browarnego z zastosowaniem obrazowania wizyjnego [33], [34], [36], [53], [54], [55], wstępnego przetwarzania obrazów, ekstrakcji cech i klasyfikacji. Wykazałem, że do prawidłowej oceny niezbędne jest jednoczesne obrazowanie dwóch stron ziarniaków [36], [53], natomiast wstępne przetworzenie, polegające na znormalizowaniu orientacji ziarniaków w obrazie oraz rozpoznaniu strony brzusznej i grzbietowej (Rys. 10), ma pozytywny wpływ na wyniki klasyfikacji. Przeprowadzone eksperymenty wykazały możliwość zastosowania opracowanych rozwiązań w przemyśle słodowniczym do klasyfikacji odmian [36], [54] oraz do rozpoznawania standaryzowanych typów uszkodzeń ziarniaków [36], [55].

W ramach innego projektu przeprowadziłem analizy obrazów wędlin z wykorzystaniem metod segmentacji obrazów oraz ekstrakcji cech barwy i tekstury [32]. Wyniki badań wykazały, że takie analizy umożliwiają ocenę jakości wędlin, w szczególności udziału mięsa i tłuszczu, nawet po zmieleniu i wymieszaniu składników.

Znaczna część prowadzonych przeze mnie badań dotyczyła obrazów medycznych i metod komputerowej analizy takich obrazów dla wspomagania diagnostyki medycznej. Jednym z pierwszych moich osiągnięć było potwierdzenie, że obrazy ultrasonograficzne (USG) serca mogą być skutecznie i szybko segmentowane za pomocą modeli deformowalnych aktywnego konturu [3], [4]. Wcześniejsze doniesienie [56] na temat zastosowania modeli deformowalnych do segmentacji obrazów USG proponowało skomplikowany i mniej wydajny model konturu podwójnego. Należy zaznaczyć, że obrazy ultrasonograficzne ze względu na intensywne zakłócenia i szumy oraz nieciągłości konturów występujące wzdłuż linii propagacji fali akustycznej, należą do wyjątkowo trudnych do segmentacji. Kolejnym osiągnięciem było potwierdzenie, że diagnostykę medyczną chorób przewodu pokarmowego wykonywaną na podstawie filmów z endoskopu bezprzewodowego można usprawnić metodami analizy tekstur barwnych [2], [37], [57], [58], [59] i śledzenia ruchu [14], [16], [19], [2]. Wykazałem, że zastosowanie metody analizy ruchu kapsułki za pomocą opracowanego modelu koncentrycznych pierścieni oraz przetworzenie informacji na postać mapy odwzorowującej wewnętrzną powierzchnię jelita pozwalają przyspieszyć proces diagnostyczny i w znacznym stopniu zapobiec przeoczeniu przez diagnostę lokalnych zmian chorobowych, takich jak owrzodzenia, wybroczyny lub krwawienia [19], [2].

Przeprowadziłem również badania dotyczące wykorzystania metod modelowania trójwymiarowego naczyń krwionośnych w diagnostyce tętniaków i aneuryzmy [39], [60], [40], [41], [42]. Ponadto, zajmowałem się badaniami nad metodami oraz opracowałem algorytmy diagnozowania obrazowego nieprawidłowości krążka międzykręgowego [61]. Prowadziłem również badania nad zastosowaniem modelowania trójwymiarowego i obrazowania całej powierzchni ciała pacjenta w diagnostyce chorób skórnych, zwłaszcza w kontekście wspomagania rozpoznawania nowotworów skóry [50], [62].

W szczególności za moje najbardziej wartościowe osiągnięcia dotyczące zastosowania opracowanych metod w medycynie i ocenie jakości żywności uważam:

- a) zaobserwowanie charakterystycznego układu tekstury i wykazanie zależności między cechami tekstury w obrazach rezonansu magnetycznego bulw ziemniaków a ich odmianami,
- b) opracowanie metod analizy i badania obrazów rentgenowskich ziarniaków pszenicy,
- c) wykazanie, że analiza cech barwy, tekstury i morfologii obrazów ziarniaków jęczmienia browarnego umożliwia klasyfikację ich odmian i rozpoznawanie uszkodzeń,
- d) wykazanie, że rozpoznanie i korekta orientacji ziarniaków jęczmienia w obrazie oraz rozpoznanie obrazów strony brzusznej i grzbietowej zwiększają dokładność klasyfikacji ziarniaków,
- e) wykazanie, że analiza cech barwy i tekstury umożliwia segmentację obrazów wędlin oraz ocenę ich jakości i składu nawet po zmieleniu składników,
- f) przeprowadzenie badań potwierdzających, że obrazy ultrasonograficzne serca mogą być skutecznie i szybko segmentowane za pomocą modeli deformowalnych,

- g) wykazanie, że opracowane przeze mnie metody analizy wideo z endoskopu bezprzewodowego przyspieszają i zwiększają efektywność diagnozowania chorób układu pokarmowego,
- h) wykazanie, że zastosowanie modelowania trójwymiarowego i zastosowanie opracowanego przeze mnie algorytmu cząsteczkowego umożliwiają symulację zjawisk obrazowania angiograficznego rezonansu magnetycznego.

2.5. Opracowanie i przygotowanie narzędzi badawczych

Opracowywane przeze mnie rozwiązania informatyczne, modele i algorytmy wraz z ich implementacjami i wytworzonymi w ten sposób narzędziami badawczymi uznaję za istotne osiągnięcia o charakterze naukowym. Programy komputerowe, które przygotowałem stały się platformami do przeprowadzania testów, walidacji oraz optymalizacji opracowanych rozwiązań. Wiele z tych narzędzi doprowadziłem do stanu pełnej użyteczności i funkcjonalności, tak aby inni badacze mogli z nich korzystać, zweryfikować wyniki moich eksperymentów lub wykorzystać te narzędzia we własnych badaniach. Większość z opracowanego tak oprogramowania udostępniam w postaci otwartych kodów źródłowych co umożliwia innym badaczom na ich dalsze rozwijanie poprzez wprowadzanie własnych modyfikacji i ulepszeń. Prowadzi to też do wykorzystania oprogramowania wykraczającego poza pierwotne zastosowania.

W moim przekonaniu osiągnięcia polegające na opracowaniu oprogramowania komputerowego o innowacyjnej funkcjonalności, będące końcowym wynikiem prowadzonych prac naukowo-badawczych, są często niedoceniane. Upublicznione kody źródłowe zazwyczaj bardziej precyzyjnie formułują opracowane algorytmy niż poświęcone tym algorytmom artykuły naukowe. Systemy repozytoriów i kontroli wersji pozwalają też na śledzenie rozwoju kodu źródłowego, który często odzwierciedla twórczą pracę nad rozwijaniem algorytmu i pozwala zidentyfikować udział autorów biorących udział w tym procesie. Moje osiągnięcia w zakresie opracowania programów komputerowych wykorzystywanych w pracach badawczych scharakteryzowałem w niniejszej sekcji autoreferatu.

Wśród moich osiągnięć za szczególnie przydatne do prowadzenia badań w zakresie analizy obrazów cyfrowych należy uznać programy MaZda i pakiet programów qMaZda. Pierwszy z programów powstał w zespole biorącym udział w projektach COST-B11 i B21, przy czym moim udziałem było opracowanie, dostosowanie i integracja nowych algorytmów opracowanych przeze mnie i innych uczestników projektu [63], [24], [28], [29]. Drugie z narzędzi, qMaZda jest moim autorskim rozwiązaniem [29], [30]. Oba programy implementują opracowaną metodykę analizy obrazów, łączącą ekstrakcję cech barwy, tekstury i kształtu, oraz oryginalne metody selekcji cech i klasyfikacji danych. O przydatności tych programów świadczą liczne cytowania publikacji poświęconych tym właśnie narzędziom, współpraca nawiązana z innymi ośrodkami badawczymi [28], [29], [32], [35], [51], [52], [53], [61], [64], [65], oraz listy z pytaniami na temat analizy obrazów i korzystania z tych programów, które otrzymuję od badaczy z całego świata. Oba programy dostępne są nieodpłatnie, natomiast w przypadku projektu qMaZda udostępniam publicznie również jego kody źródłowe.

<http://www.eletel.p.lodz.pl/pms/SoftwareQmazda.html>

<https://gitlab.com/qmazda/qmazda>

<http://www.eletel.p.lodz.pl/programy/mazda/>

Ekstraktor cech tekstury i barwy zaimplementowany w pakiecie qMaZda został uznany za jedno z pięciu znaczących narzędzi analizy tekstury i był przedmiotem porównań w ramach projektu Feature extraction software w NIST. W porównaniu z pozostałymi narzędziami (Feature2DPython, Feature2DJava, CellProfiler i Feature2DImageJ) program qMaZda pozwala wydobywać znacznie większy zakres cech, w tym cechy obrazów trójwymiarowych, tekstur kolorowych oraz cechy morfologiczne, a także implementuje metody ich selekcji i analizy dyskryminacyjnej.

https://isg.nist.gov/deepzoomweb/resources/featureVariability/index_FELibraries.html

Kolejnym opracowanym przeze mnie narzędziem jest program VesselKnife, który implementuje nowatorskie algorytmu modelowania trójwymiarowego struktur naczyń krwionośnych i jest platformą do walidacji opracowywanych algorytmów. Wśród zaimplementowanych w tym narzędziu algorytmów są moje autorskie metody wygładzania przebiegu linii środkowej i powierzchni zewnętrznej naczynia krwionośnego [40], estymacji średnicy naczynia wzdłuż jego przebiegu [46], oraz algorytmy renderowania przeziernego wykorzystujące kanały barwowe do prezentowania uzupełniających się informacji [47], [48]. Program został wykorzystany w projektach badawczych NCN N519/650940 oraz 2013/08/M/ST7/00943 do budowania modeli trójwymiarowych układu naczyń krwionośnych pozwalających na prawidłową symulację przepływu krwi [40], [41], [42], [43], [44]. Zarówno wersja wykonywalna jak i kody źródłowe programu są przeze mnie udostępnione publicznie.

<http://www.eletel.p.lodz.pl/pms/SoftwareVesselKnife.html>

<https://gitlab.com/vesselknife/vesselknife>

Podczas mojej pracy naukowej w Narodowym Instytucie Standardów i Technologii (NIST) w USA zajmowałem się opracowaniem nowatorskich algorytmów sztucznej inteligencji (2002-2004), analizą filmów z endoskopu bezprzewodowego (2004, 2007) oraz modelowaniem trójwymiarowym komórek, podłoży włóknistych do ich wzrostu i symulacją obrazowania mikroskopii konfokalnej (2016). Wyniki prac w postaci kodów komputerowych udostępniłem w repozytoriach internetowych. Środowisko do budowania systemów ekspertowych wykorzystujących oryginalną metodą wnioskowania MoreIde dostępny jest w repozytorium GitHub. Program WCEPlayer do analizy filmów endoskopowych udostępniam na mojej stronie internetowej. Oprogramowanie do analizy obrazów komórek i symulator obrazowania mikroskopii konfokalnej [47], [48], [49], rozbudowywany później przez moją doktorantkę mgr Katarzynę Sprawkę [66], dostępne są w repozytorium GitLab.

<https://github.com/piotr-szczypinski/MoreIde>

<http://www.eletel.p.lodz.pl/pms/SoftwareOther.html>

<https://gitlab.com/piotr-szczypinski/microfibers>

Kody programów implementujących opracowane przeze mnie algorytmy przetwarzania obrazów ziaren jęczmienia (projekt Ziarna) [36], [53], algorytmy symulacji cząsteczkowej przepływu krwi w naczyniach krwionośnych (ParticlesWizard) [40] oraz model deformowalny do dopasowania obrazów poruszających się nerek (Deformowalne) [23] zamieściłem w repozytorium GitLab.

<https://gitlab.com/ziarna/ziarna>

<https://gitlab.com/piotr-szczypinski/ParticlesWizard>

<https://gitlab.com/piotr-szczypinski/deformowalne>

3. Inne istotne informacje dotyczące osoby ubiegającej się o nadanie tytułu profesora, a w nich np.: patenty, wykłady konferencyjne na zaproszenie, organizacyjna konferencji naukowych, wypromowani doktorzy lub kształcenie kadry, nagrody i wyróżnienia, działalność edukacyjna, organizacyjna, popularyzatorska, informacja o wkładzie w rozwój infrastruktury badawczej kierowanych przez kandydata zespołów badawczych, wizyty naukowe, wygłaszanie referatów, koordynowanie prac badawczych

3.1. Patent

Jednym z wyników udziału w projekcie NCBR POIR.04.01.04-00-0125/18 było opracowanie oryginalnych rozwiązań w zakresie metod wizji komputerowej, oświetlenia, oprogramowania i mechaniki urządzenia do wspomagania wczesnej diagnostyki znamion skórnych. Rozwiązania te były przedmiotem przyznanego patentu, którego jestem współautorem (P.438252/Pat.243309 *Urządzenie do badań profilaktycznych zmian skórnych*).

3.2. Udział w organizacji konferencji naukowych

2023: Recenzent International Conference on Computer Vision Theory and Applications (VISAPP)

2017-2023: Członek komitetu organizacyjnego Szkoły inżynierii systemów biotechnicznych

2023: Organizator sesji specjalnej XXIII Polish conference on Biocybernetics and Biomedical Engineering

2018: Członek komitetu organizacyjnego Federated Conference on Computer Science and Information Systems

2017-2019: Recenzent Signal Processing Algorithms, Architectures, Arrangements and Applications

2017-2018: Członek komitetu organizacyjnego Computer Vision for Microscopy Image Analysis

2008: Recenzent European Signal Processing Conference

3.3. Wypromowani doktorzy

dr inż. Michał Kozłowski, rozprawa pt. *Zastosowanie technik przetwarzania obrazów i splotowych sieci neuronowych do klasyfikacji ziaren jęczmienia browarnego* (obrona 14. czerwca 2022, w dyscyplinie informatyka techniczna i telekomunikacja),

dr Karolina Szturo, rozprawa pt. *Integracja systemu ekspertowego bazującego na ontologii informatycznej z metodami uczenia maszynowego do rozpoznawania uszkodzeń ziarniaków jęczmienia* (obrona 12. stycznia 2024, w dyscyplinie informatyka techniczna i telekomunikacja).

Obie rozprawy doktorskie dostępne są publicznie:

<https://politechnikalodzka.bip.gov.pl/dyscyplina-informatyka-techniczna-i-telekomunikacja-dr/dyscyplina-informatyka-techniczna-i-telekomunikacja.html>

3.4. Nagrody i wyróżnienia

Wyróżnienie dla najlepiej cytowanego autora PŁ w dyscyplinie Informatyka techniczna i telekomunikacja, 2022;

Nagroda wspierająca doskonałość naukową „Inicjatywa doskonałości – uczelnia badawcza”, 3 szt. 2020, 2021, 2022;

Nagrody, podziękowania i wyrazy uznania ze strony Dziekana Wydział Elektrotechniki, Elektroniki, Informatyki i Automatyki oraz Dyrektora Instytutu Elektroniki, 4 szt. 2010–2017;

Brązowy medal za długoletnią służbę, 2011;

Program MaZda zajął pierwsze miejsce w konkursie Top Listy Politechniki Łódzkiej, WEEIA, 2010;

Dyplom za owocne wypełnienie powierzonych zadań, United States Department of Commerce, National Institute of Standards and Technology, 2004.

3.5. Działalność edukacyjna, organizacyjna i popularyzatorska

Moim pierwszym dokonaniem o charakterze popularyzującym naukę, jeszcze przed obroną pracy magisterskiej, było opracowanie układu modulatora sygnału wizyjnego dla komputerów PC [67]. Opis układu oraz programu sterującego opublikowałem na łamach Elektroniki Praktycznej, czasopisma dla elektroników amatorów, w lutym 1995. Opisany układ został wdrożony do produkcji i był dostępny w ofercie firmy AVT sp. z o.o. Poza sentymentalną dzisiaj wartością tej publikacji, miała ona wymierną wartość – była jedyną, za której przygotowanie otrzymałem wynagrodzenie finansowe od wydawcy.

W latach 1996–1998 w ramach projektu TEMPUS SJEP 09883-95 Education in Modern Microwave Techniques for Telecommunication - Restructuring and Development of New Courses w Institute für Hochfrequenztechnik, Technische Universität Berlin zająłem się problematyką komputerowej symulacji działania układów mikrofalowych z liniami transmisyjnymi koplanarnymi i szczelinowymi oraz sprzęgaczami tych linii. Nabyte doświadczenia i wiedzę wykorzystałem podczas organizowania laboratorium dydaktycznego Układy Częstotliwości Radiowych uruchomione w Instytucie Elektroniki na przełomie 1997 i 1998 roku.

Jestem autorem lub współautorem kilkunastu przedmiotów dydaktycznych, obejmujących zajęcia wykładowe, laboratoryjne, projektowe, seminaryjne oraz warsztatowe. Większość z prowadzonych zajęć prowadzę zarówno w języku polskim jak i angielskim. Zajęcia obejmują stosunkowo szerokie spektrum zagadnień takich jak elektronika analogowa, techniki radiowe, systemy mikroprocesorowe, przetwarzanie sygnałów i obrazów, grafika komputerowa, elementy statystyki biomedycznej oraz elektroniczne systemy ochrony. Organizowałem i prowadziłem również seminaria dyplomowe, zajęcia warsztatowe rozwijające umiejętności programowania w zakresie przetwarzania obrazów i wideo, pisanie tekstów naukowych oraz zajęcia dotyczące zasad prowadzenia badań klinicznych.

Jestem autorem materiałów dydaktycznych w formie prezentacji, instrukcji laboratoryjnych, skryptów i kodów programów komputerowych, notatek wykładowych oraz wideo prezentacji i animacji. Szczególnie dużo pracy wymagało przygotowanie materiałów w formie prezentacji wideo i dokumentacji zajęć ćwiczeniowo-laboratoryjnych w czasie epidemii COVID-19. Materiały te umożliwiły prowadzenie zajęć w formie odwróconej (*flipped education*) oraz umożliwiły studentom wykonanie ćwiczeń laboratoryjnych w warunkach domowych.

Jestem promotorem ponad 30. prac dyplomowych inżynierskich i magisterskich. Od ponad dziesięciu lat regularnie przewodniczę posiedzeniom komisji dyplomowych i obronom prac magisterskich i inżynierskich, a od dwóch lat jestem również członkiem komisji prowadzących egzaminy kompetencyjne.

Moje osiągnięcia organizacyjne obejmują współtworzenie Interdyscyplinarnej Szkoły Doktorskiej PŁ – byłem członkiem Rady Naukowej tej szkoły (2018-2022). Pełniłem funkcję przewodniczącego a później członka Rady Kierunku Studiów Inżynierii Biomedycznej, biorąc udział w pracach modernizacyjnych programów studiów, przygotowaniu egzaminów kompetencyjnych oraz zadaniach związanych z akredytacją kierunków studiów. Byłem członkiem Rady Wydziału EEIA PŁ (2013-2018) aktywnie uczestnicząc m.in. w pracach licznych komisji prowadzących przewody doktorskie. Byłem członkiem Rady Dyscypliny Naukowej Informatyka Techniczna i Telekomunikacja (2018-2019) a od 2019 roku biorę udział w pracach Rady do spraw Stopni Naukowych w dyscyplinach AEEiTK oraz ITiT. Od roku 2016 pełnię funkcję Kierownik Zakładu Elektroniki Medycznej Instytutu Elektroniki PŁ.

Byłem członkiem komitetu organizacyjnego *Federated Conference on Computer Science and Information Systems*. Jestem członkiem komitetu organizacyjnego konferencji *Szkoła inżynierii systemów biotechnicznych*. Wśród prac popularyzujących naukę i technikę mogę ponadto wymienić współorganizowanie od ponad 10 lat „drzwi otwartych” dla uczniów szkół licealnych oraz zajęć dla wycieczek przedszkolnych odwiedzających Instytut Elektroniki PŁ. Od 2001 roku prowadzę stronę internetową (<http://www.eletel.p.lodz.pl/pms>), na której udostępniam materiały dydaktyczne, opracowane programy komputerowe, własne publikacje naukowe i wybrane prezentacje konferencyjne. Prowadzę korespondencję i upowszechniam moje publikacje na forum ResearchGate. Od ponad 10 lat udostępniam też kody własnych programów komputerowych w publicznych repozytoriach, najpierw Sourceforge i Gitorious, a od 2015 roku na Github i GitLab.

Recenzowałem artykuły naukowe dla czasopism krajowych i międzynarodowych, m.in.:

Machine Graphics and Vision (2023),
Computers and Electronics in Agriculture (5 szt., 2019-2023),
Engineering Science and Technology, an International Journal (2023),
Biosystems Engineering (2 szt., 2020-2021),
Computer Methods and Programs in Biomedicine (3 szt., 2020-2023),
Springer Nature (2021),
Metrology and Measurement Systems (2021),
Biocybernetics and Biomedical Engineering (2020),
Pattern Recognition Letters (2019),
Technical Sciences (2019),
Remote Sensing (2019);
przed 2019 rokiem:
IEEE Transactions on Medical Imaging (4 szt.)
Computers and Electronics in Agriculture,
IEEE Signal Processing Letters,
IEEE Transaction on Cybernetics (2 szt.),
IEEE Transactions on Biomedical Engineering
Computer Methods and Programs in Biomedicine (3 szt.),
Trends in Food Science & Technology,
Information Processing in Agriculture,
International Journal of Applied Mathematics & Computer Science,
Technical Sciences,

Advances in Computer Science Research,
Annals of Biomedical Engineering,
Remote Sensing.

Recenzowałem artykuły i materiały zgłaszane na konferencje międzynarodowe, m.in. wielokrotnie w latach 2020-2022 dla Int. Conf. Information Technology in Biomedicine, oraz dla konferencji PCBBE, VISAPP, FedCSIS i ESPC.

W 2022 roku recenzowałem wnioski o finansowanie szkół i uczniów gmin wiejskich projektu „Cyfrowa gmina”. W tym samym roku przewodniczyłem komisji przewodu doktorskiego (G. Rao).

Byłem członkiem ponad 20 komisji przewodów doktorskich (S. Kierner, F. Mbarek, T. Pansky, T. Gałaj, P. Więcek, J. Jurek, S. Stoliński, M. Włodarczyk, M. Owczarek, J. Jojczyk, S. Waktola, G. Rybak, D. Kacperski, R. Susik, T. Woźniak, P. Zajączkowski, K. Matusiak, R. Ingles-Chavez, M. Włodarczyk, A. Saoud, M. Strąkowska, M. Paluch, M. Cota, P. Zajączkowski, R. Nowotniak, A. Wujcicki, A. Sankowski, A. Gmerek).

Przewodniczyłem licznym komisjom egzaminacyjnym magisterskim i inżynierskim.

3.6. Wkład w rozwój infrastruktury badawczej kierowanych przez kandydata zespołów badawczych

W ramach wymienionych dalej w punkcie 3.9 projektów badawczych, którymi kierowałem, zakupiony został sprzęt obliczeniowy i serwery komputerowe wykorzystywane najpierw w ramach tych projektów a później również do innych prac badawczych prowadzonych w Instytucie Elektroniki Politechniki Łódzkiej.

W ramach współpracy z firmą Satel brałem udział w rozwoju infrastruktury laboratorium systemów ochrony obiektów i systemów alarmowych. Laboratorium ma charakter dydaktyczno-badawczy.

3.7. Wizyty naukowe w uczelniach lub instytucjach zagranicznych (podane w odwrotnej kolejności chronologicznej)

W 2016 roku od początku lipca do końca września (3 miesiące) jako stypendysta Ministerstwa Handlu USA (Department of Commerce) w *National Institute of Standards and Technology* (NIST) w Gaithersburgu, USA, brałem udział w badaniach różnicowania się komórek macierzystych na różnych podłożach wzrostu. Moim zadaniem były segmentacja trójwymiarowych obrazów komórek i modelowanie podłoży włóknistych oraz opracowanie metody wizualizacji tych struktur w postaci animacji [47], [48].

W 2007 od połowy stycznia do połowy marca (2 miesiące) roku jako stypendysta Ministerstwa Handlu USA (Department of Commerce) prowadziłem w NIST w Gaithersburgu badania dotyczące metod analizy wideo z endoskopu bezprzewodowego [16], [19].

Od września 2002 do sierpnia 2004 (2 lata) jako stypendysta Ministerstwa Handlu USA (Department of Commerce) brałem udział w pracach badawczych prowadzonych w NIST w Gaithersburgu. Zajmowałem się tam zagadnieniami projektowania systemów eksperckich. Moim zadaniem było opracowanie zintegrowanego środowiska programistycznego do tworzenia obiektowo zorientowanych systemów eksperckich o architekturze rozproszonej. Prace prowadziłem pod kierunkiem dr. Rama D. Srirama.

Podczas mojego pobytu w NIST miałem okazję poznać dr. D. Nageshwara Reddyego i wyjechać do *Asian Institute of Gastroenterology* (AIG) w Indiach (1 tydzień w grudniu 2003 roku) gdzie miałem przyjemność współpracować naukowo z zespołem gastroenterologów prowadzących badania za pomocą endoskopu bezprzewodowego. We współpracy z dr. Parupudim V.J. Sriramem z AIG rozpocząłem prace nad metodą rekonstrukcji obrazu wewnętrznej powierzchni przewodu pokarmowego na podstawie danych wideo [68]. Badania były finansowane z grantu Ministerstwa Handlu USA. Zaowocowały one opracowanym przeze mnie modelem deformowalnych pierścieni do analizy ruchu kapsułki endoskopowej i do rekonstrukcji obrazu wewnętrznej powierzchni przewodu pokarmowego.

W ramach programu COST B11 we wrześniu 2001 prowadziłem badania (2 tygodnie) w Danish Institute of Agricultural Sciences w Tjele w Danii (aktualnie stanowi część Aarhus University). Dnia 11 września 2001 roku razem z prof. Andersem H. Karlssonem byliśmy w drodze z Tjele do Aarslev gdzie pod kierunkiem prof. Anette K. Thybo analizowałem obrazy rezonansu magnetycznego warzyw [52].

W ramach projektu TEMPUS SJEP 09883-95 w 1996 odbyłem 3-miesięczny staż w Institute für Hochfrequenztechnik, Technische Universität Berlin, gdzie zajmowałem się symulacją propagacji fal elektromagnetycznych w liniach transmisyjnych planarnych i koplanarnych.

3.8. Wygłoszone referaty

Trzy wykłady zaproszone wygłosiłem w ramach konferencji Szkoła inżynierii systemów biotechnicznych, po uzyskaniu stopnia doktora habilitowanego:

Wybrane zastosowania macierzy Hessego w analizie obrazów (2023),
O pisaniu i recenzowaniu artykułów naukowych (2022),
Kolor, obraz i technika wizyjna (2021).

Wygłosiłem również referaty na następujących konferencjach naukowych (wszystkie wymienione wystąpienia są udokumentowane publikacjami w materiałach pokonferencyjnych):

Po uzyskaniu stopnia doktora habilitowanego:

International Conference on Computational Science, 2023, Praga, Czechy
Radius Estimation in Angiograms Using Multiscale Vesselness Function [46]

International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis, 2017, Ljubljana, Slovenia
Barley defects identification [34]

Signal Processing Algorithms, Architectures, Arrangements and Applications, 2017, Poznań
QMaZda – software tools for image analysis and pattern recognition [30]

Pomiędzy uzyskaniem stopnia doktora a uzyskaniem stopnia doktora habilitowanego:

International Conference on Hybrid Artificial Intelligence Systems, 2011, Wrocław
An Intelligent Automated Recognition System of Abnormal Structures in WCE Images [69]

2nd International Conference on Image Processing and Communication, 2010, Bydgoszcz (2 szt.)
Implementation of Computer Vision Algorithms in DirectShow Technology [70]
Automated Recognition of Abnormal Structures in WCE Images Based on Texture Most Discriminative Descriptors [57]

Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems, Bordeaux 2009
Convex Hull-based Feature Selection in Application to Classification of Wireless Capsule Endoscopic Images [31]

Symposium on Image and Signal Processing and Analysis, 2009, Salzburg, Austria
Selecting Texture Discriminative Descriptors of Capsule Endoscopy Images [37]

XV Krajowa Konferencja Naukowa Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, 2007, Wrocław
Sterowanie odtwarzaniem wideo z endoskopu bezprzewodowego za pomocą współczynnika deformacji modelu deformowalnych pierścieni [18]

International Conference on Computers in Medical Activity, 2009, Łódź
Computer Program for Aiding in Wireless Endoscopic Video Interpretation [71]

Symposium Naukowe, Techniki Przetwarzania Obrazu, 2006, Serock
Przetwarzanie danych video z endoskopu bezprzewodowego za pomocą modelu deformowalnych pierścieni [17]

International Conference on Signals and Electronic Systems, 2006, Łódź
Selecting a motion estimation method for a model of deformable rings [15]

International Conference on Computer Vision and Graphics, 2004, Warszawa (2 szt.)
Center Point Model of Deformable Surface [7]
Model of Deformable Rings for Aiding the Wireless Capsule Endoscopy Video Interpretation and Reporting [16]

12th United European Gastroenterology Week, 2004, Praga
Computerized Image Analysis of Wireless Capsule Endoscopy Videos Using a Dedicated Web-like Model of Deformable Rings - A Feasibility Study [68]

Przed uzyskaniem stopnia doktora:

International Conference on Signals and Electronic Systems, Łódź-Poland 2001
Computer Program for Image Texture Analysis in PhD Students Laboratory [24]

International Conference on Signals and Electronic Systems, Ustroń-Poland 2000
Object Tracking and Recognition Using Deformable Grid with Geometrical Templates [12]

XXI Krajowa Konferencja Teorii Obwodów i Układów elektronicznych, Kiekrz, 1998
Variable-Flexibility Elastic Model for Digital Image Analysis [10]

Inne wystąpienia bez materiałów pokonferencyjnych (udokumentowane prezentacjami dostępnymi publicznie na <http://www.eletel.p.lodz.pl/pms/PublikacjePrezentacje.html>):

Polish Conference on Biocybernetics and Biomedical Engineering, Łódź 2023
Multiscale Vesselness for Precise Radii Estimation in MRA
Workshop: Introduction to texture analysis

Workshop on Computer Image Analysis in Bio-sciences, Olsztyn 2014
Computer Analysis of Food Images - Case Studies

Postęp Naukowo-Techniczny i Organizacyjny w Rolnictwie, Zakopane 2014
Metodyka segmentacji obrazów wędlin średnio i grubo rozdrobnionych

Kolokwium habilitacyjne, Gliwice 2013
Komputerowa analiza obrazów z endoskopu bezprzewodowego dla diagnostyki medycznej

VI Sympozjum Naukowe, Techniki Przetwarzania Obrazu, 2010, Serock
Wykrywanie zmian patologicznych w filmach z endoskopu bezprzewodowego

VI Festiwal Nauki, Techniki i Sztuki, Łódź 2006
Wspomaganie diagnostyki przewodu pokarmowego w endoskopii bezprzewodowej

3.9. Koordynowanie prac badawczych

W latach 2022-2023 kierowałem pracami w projekcie RPLD.01.02.02-10-0053/21 Opracowanie zaawansowanego systemu do analizy obrazu na potrzeby oceny struktury demograficznej i zachowań konsumentów w punktach sprzedaży.

W latach 2015-2018 kierowałem pracami zespołu Politechniki Łódzkiej w projekcie NCBR PBS3/A8/38/2015 Opracowanie przemysłowej metody automatycznej oceny parametrów technologicznych i klasyfikacji ziarna z zastosowaniem analizy obrazów. Projekt wykonywany był w konsorcjum: Uniwersytet Warmińsko-Mazurski w Olsztynie (lider), Politechnika Łódzka, Politechnika Wrocławska i Słodownia Soufflet Polska Sp. z o.o.

W latach 2008–2010 kierowałem projektem badawczym N N518 326335 Wspomaganie diagnostyki medycznej przewodu pokarmowego z zastosowaniem analizy komputerowej sekwencji obrazów uzyskiwanych z endoskopu kapsułkowego finansowanego z funduszu MNiSW.

Bibliografia

- [1] P. Szczypiński, "Modele deformowalne do ilościowej analizy i rozpoznawania obiektów w obrazach cyfrowych," Rozprawa doktorska, Wydział Elektrotechniki i Elektroniki Politechniki Łódzkiej, Łódź, 2000.
- [2] P. M. Szczypiński, *Komputerowa analiza obrazów z endoskopu bezprzewodowego dla diagnostyki medycznej*, vol. 1119. in *Zeszyty Naukowe Politechniki Łódzkiej*, vol. 1119. Politechnika Łódzka, 2012.
- [3] P. Strumiłło and P. Szczypiński, "Automatic Extraction of Fuzzy and Broken Image Edges using Active Contour Model," in *XVIII KKTOiUE*, 1995.
- [4] P. Strumiłło and P. Szczypiński, "Application of an Active Contour Model for Extraction of Fuzzy and Broken Image Edges," *Machine Graphics & Vision*, vol. 5, no. 4, pp. 576–594, 1996.
- [5] P. Strumiłło, P. M. Szczypiński, P. Makowski, and J. Niewczas, "Program do Komputerowej Analizy Obrazów Rentgenowskich Ziaren Pszenicy," *Zeszyty Naukowe Elektronika*, vol. 2, pp. 101–111, 1997.
- [6] P. Strumiłło, J. Niewczas, P. Szczypiński, P. Makowski, and W. Woźniak, "Computer System for Analysis of X-Ray Images of Wheat Grains," *Int. Agrophysics*, vol. 13, no. 1, pp. 133–140, 1999.
- [7] P. Szczypiński, "Center-Point Model of Deformable Surface," in *Computer Vision and Graphics*, vol. 32, K. Wojciechowski, B. Smolka, H. Palus, R. S. Kozera, W. Skarbek, and L. Noakes, Eds., Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 2006, pp. 343–348.
- [8] P. M. Szczypiński and A. Materka, "Geometryczne modele deformowalne do analizy i rozpoznawania obrazów," in *Problemy Metrologii Elektronicznej i Fotonicznej*, J. Mroczka., vol. 6, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2013, pp. 175–212.
- [9] P. Szczypiński and A. Materka, "Program do analizy obrazów za pomocą deformowalnych modeli," *Zeszyty Naukowe Elektronika*, vol. 5, pp. 33–51, 2000.
- [10] P. Szczypiński and A. Materka, "Variable-Flexibility Elastic Model for Digital Image Analysis," in *XXI KKTOiUE*, Kiekrz, 1998.
- [11] P. Szczypiński and A. Materka, "Variable-Flexibility Elastic Model for Digital Image Analysis," *Bulletin of the Polish Academy of Sciences*, vol. 47, no. 3, pp. 263–269, 1999.
- [12] P. Szczypiński and A. Materka, "Object Tracking and Recognition Using Deformable Grid with Geometrical Templates," in *International Conference on Signals and Electronic Systems*, Ustroń-Poland, 2000, pp. 169–174.
- [13] J. Jaksa, K. Ślot, and P. Szczypiński, "Face Recognition Using Deformable Models," in *International Conference on Signals and Electronic Systems*, Łódź-Poland, 2001, pp. 111–116.
- [14] P. Szczypiński, P. V. J. Sriram, R. D. Sriram, and D. N. Reddy, "Przetwarzanie i wspomaganie interpretacji danych z endoskopu bezprzewodowego za pomocą modelu deformowalnych pierścieni," *Zeszyty Naukowe Elektronika*, vol. 10, pp. 129–147, 2005.
- [15] P. M. Szczypinski, "Selecting a motion estimation method for a Model of Deformable Rings," in *ICES'06 - International Conference on Signals and Electronic Systems, Proceedings*, 2006, pp. 297–300.
- [16] P. M. Szczypiński, P. V. J. Sriram, R. D. Sriram, and D. N. Reddy, "Model of Deformable Rings for Aiding the Wireless Capsule Endoscopy Video Interpretation and Reporting," in *Computer Vision and Graphics*, vol. 32, K. Wojciechowski, B. Smolka, H. Palus, R. S. Kozera, W. Skarbek, and L. Noakes, Eds., Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 2006, pp. 167–172.
- [17] P. M. Szczypiński, "Przetwarzanie danych video z endoskopu bezprzewodowego za pomocą modelu deformowalnych pierścieni," presented at the Sympozjum TPO, Serock-Poland, 2006.
- [18] P. M. Szczypiński, "Sterowanie odtwarzaniem wideo z endoskopu bezprzewodowego za pomocą współczynnika deformacji modelu deformowalnych pierścieni," presented at the XV Krajowa Konferencja Naukowa, Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Wrocław, 2007.
- [19] P. M. Szczypiński, R. D. Sriram, P. V. Sriram, and D. N. Reddy, "A model of deformable rings for interpretation of wireless capsule endoscopic videos," *Medical Image Analysis*, vol. 13, no. 2, pp. 312–324, 2009.
- [20] W. Neuenschwander, P. Fua, G. Székely, O. Kuebler, A. Gruen, and O. Kuebler, "From ziplock snakes to velcro surfaces," in *Automatic extraction of man-made objects from aerial and space images*, Birkhauser Verlag Basel, 1995.
- [21] W. Neuenschwander, P. Fua, G. Szekely, and O. Kubler, "Deformable Velcro surfaces," presented at the Computer Vision, IEEE Comput. Soc. Press, 1995, pp. 828–833.

- [22] W. Neuenschwander, P. Fua, G. Szekely, and O. Kuebler, "Velcro Surfaces: Fast Initialization of Deformable Models," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 65, pp. 237–245, Feb. 1997,
- [23] P. M. Szczypiński and A. Klepaczko, "Deformable Mesh for Regularization of Three-Dimensional Image Registration," in *Information Technology in Biomedicine*, Springer, 2019, pp. 67–78.
- [24] P. Szczypiński, M. Kociołek, A. Materka, and M. Strzelecki, "Computer Program for Image Texture Analysis in PhD Students Laboratory," presented at the International Conference on Signals and Electronic Systems, Łódź-Poland, 2001, pp. 255–262.
- [25] P. M. Szczypinski, M. Strzelecki, and A. Materka, "Mazda - a software for texture analysis," in *Information Technology Convergence, 2007. ISITC 2007. International Symposium on*, 2007, pp. 245–249.
- [26] P. M. Szczypiński, M. Strzelecki, A. Materka, and A. Klepaczko, "MaZda – The Software Package for Textural Analysis of Biomedical Images," in *Computers in Medical Activity*, vol. 65, E. Kącki, M. Rudnicki, and J. Stempczyńska, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 73–84.
- [27] P. M. Szczypinski, M. Strzelecki, A. Materka, and A. Klepaczko, "MaZda - A software package for image texture analysis," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 94, no. 1, pp. 66–76, 2009,
- [28] M. Strzelecki, A. Materka, and P. M. Szczypinski, "MaZda," in *Texture analysis for magnetic resonance imaging*, M. Hájek, Ed., Prague: Med4publishing, 2006.
- [29] P. M. Szczypiński and A. Klepaczko, "MaZda – A Framework for Biomedical Image Texture Analysis and Data Exploration," in *Biomedical Texture Analysis*, Elsevier, 2017, pp. 315–347.
- [30] P. M. Szczypiński, A. Klepaczko, and M. Kociołek, "Qmazda—Software tools for image analysis and pattern recognition," in *2017 Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (SPA)*, IEEE, 2017, pp. 217–221.
- [31] P. Szczypiński and A. Klepaczko, "Convex Hull-Based Feature Selection in Application to Classification of Wireless Capsule Endoscopic Images," in *Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems*, vol. 5807, J. Blanc-Talon, W. Philips, D. Popescu, and P. Scheunders, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 664–675.
- [32] P. Zapotoczny, P. M. Szczypiński, and T. Daszkiewicz, "Evaluation of the quality of cold meats by computer-assisted image analysis," *LWT-Food Science and Technology*, vol. 67, pp. 37–49, 2016.
- [33] M. Kociołek, P. M. Szczypiński, and A. Klepaczko, "Preprocessing of barley grain images for defect identification," in *2017 Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (SPA)*, IEEE, 2017, pp. 365–370.
- [34] P. M. Szczypiński, A. Klepaczko, and M. Kociołek, "Barley defects identification," in *Proceedings of the 10th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis*, Sep. 2017, pp. 216–219.
- [35] P. Szczypiński, A. Klepaczko, M. Pazurek, and P. Daniel, "Texture and color based image segmentation and pathology detection in capsule endoscopy videos," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 113, no. 1, pp. 396–411, Jan. 2014.
- [36] P. M. Szczypiński, A. Klepaczko, and P. Zapotoczny, "Identifying barley varieties by computer vision," *Computers and Electronics in Agriculture*, vol. 110, pp. 1–8, Jan. 2015,
- [37] P. Szczypinski and A. Klepaczko, "Selecting texture discriminative descriptors of capsule endpscopy images," in *Image and Signal Processing and Analysis, 2009. ISPA 2009. Proceedings of 6th International Symposium on*, 2009, pp. 701–706.
- [38] A. Deistung, M. Kocinski, P. Szczypinski, A. Materka, and J. R. Reichenbach, "Segmentation of venous vessels using multi-scale vessel enhancement filtering in susceptibility weighted imaging," in *Proceedings 14th Scientific Meeting, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Seattle*, 2006, p. 1948.
- [39] M. Strzelecki, P. Szczypinski, A. Materka, M. Kocinski, and A. Sankowski, "Level-set segmentation of noisy 3D images of numerically simulated blood vessels and vascular trees," in *Image and Signal Processing and Analysis, 2009. ISPA 2009. Proceedings of 6th International Symposium on*, 2009, pp. 742–747.
- [40] A. Klepaczko, P. Szczypiński, G. Dwojakowski, M. Strzelecki, and A. Materka, "Computer Simulation of Magnetic Resonance Angiography Imaging: Model Description and Validation," *PLOS ONE*, vol. 9, no. 4, p. e93689, kwi 2014,
- [41] A. Klepaczko, A. Materka, P. Szczypiński, and M. Strzelecki, "Numerical Modeling of MR Angiography for Quantitative Validation of Image-Driven Assessment of Carotid Stenosis," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 62, no. 3, pp. 619–627, Jun. 2015,
- [42] A. Klepaczko, P. Szczypiński, A. Deistung, J. R. Reichenbach, and A. Materka, "Simulation of MR angiography imaging for validation of cerebral arteries segmentation algorithms," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 137, pp. 293–309, 2016.

- [43] I. Korczyńska-Czurak, A. Klepaczek, and P. M. Szczypiński, "Vessel tree surface modeling for blood flow simulation," in *2017 Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications (SPA)*, IEEE, 2017, pp. 111–115.
- [44] A. Klepaczek, P. Szczypiński, M. Strzelecki, and L. Stefańczyk, "Simulation of phase contrast angiography for renal arterial models," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 17, no. 1, p. 41, Apr. 2018,
- [45] A. Materka, M. Strzelecki, P. Szczypinski, M. Kocinski, A. Deistung, and J. R. Reichenbach, "Arteries tracking in simultaneous TOF-SWI MR images: image characteristics and preliminary results," in *Image and Signal Processing and Analysis, 2009. ISPA 2009. Proceedings of 6th International Symposium on*, Sep. 2009, pp. 748–753.
- [46] P. M. Szczypiński, "Radius Estimation in Angiograms Using Multiscale Vesselness Function," in *International Conference on Computational Science*, Springer, 2023, pp. 230–244.
- [47] S. J. Florczyk *et al.*, "Measuring dimensionality of CELL-SCAFFOLD contacts of primary human bone marrow stromal cells cultured on electrospun fiber scaffolds," *J Biomedical Materials Res*, vol. 111, no. 1, pp. 106–117, Jan. 2023,
- [48] P. Bajcsy *et al.*, "Modeling, validation and verification of three-dimensional cell-scaffold contacts from terabyte-sized images," *BMC Bioinformatics*, vol. 18, no. 1, p. 526, Nov. 2017,
- [49] P. Bajcsy *et al.*, "Modeling, validation and verification of cell-scaffold contact measurements over terabyte-sized 3D image collection," in *2016 IEEE International Conference on Big Data (Big Data)*, IEEE, 2016, pp. 3951–3953.
- [50] P. M. Szczypiński and K. Sprawka, "Orthorectification of skin nevi images by means of 3D model of the human body," *Sensors*, vol. 21, no. 24, p. 8367, 2021.
- [51] A. K. Thybo, A. H. Karlsson, H. C. Bertram, H. J. Andersen, P. M. Szczypinski, and Donstrup, "Nuclear magnetic resonance (NMR) and magnetic resonance imaging (MRI) in texture measurement," in *Solid foods*, D. Kilcast, Ed., in *Texture in food.*, Woodhead Publishing, 2004, pp. 184–204.
- [52] A. K. Thybo, P. M. Szczypinski, A. H. Karlsson, S. Donstrup, H. S. Stodkilde-Jorgensen, and H. J. Andersen, "Prediction of sensory texture quality attributes of cooked potatoes by NMR-imaging (MRI) of raw potatoes in combination with different image analysis methods," *Journal of Food Engineering*, vol. 61, no. 1, pp. 91–100, Stycze 2004,
- [53] P. M. Szczypiński and P. Zapotoczny, "Computer vision algorithm for barley kernel identification, orientation estimation and surface structure assessment," *Computers and Electronics in Agriculture*, vol. 87, pp. 32–38, 2012.
- [54] M. Kozłowski, P. Górecki, and P. M. Szczypiński, "Varietal classification of barley by convolutional neural networks," *Biosystems Engineering*, vol. 184, pp. 155–165, Aug. 2019,
- [55] M. Kozłowski and P. M. Szczypiński, "Barley Defects Identification by Convolutional Neural Networks," in *Information Technology in Biomedicine*, E. Pietka, P. Badura, J. Kawa, and W. Wieclawek, Eds., in *Advances in Intelligent Systems and Computing*. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 187–198.
- [56] I. A. Hunter, J. J. Soraghan, and T. McDonagh, "Fully automatic left ventricular boundary extraction in echocardiographic images," in *Computers in Cardiology 1995*, Vienna, Austria, pp. 741–744.
- [57] P. Szczypiński and A. Klepaczek, "Automated Recognition of Abnormal Structures in WCE Images Based on Texture Most Discriminative Descriptors," in *Image Processing and Communications Challenges 2*, vol. 84, R. S. Choraś, Ed., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 263–270.
- [58] A. Klepaczek, P. Szczypiński, P. Daniel, and M. Pazurek, "Local Polynomial Approximation for Unsupervised Segmentation of Endoscopic Images," in *Computer Vision and Graphics*, vol. 6375, L. Bolc, R. Tadeusiewicz, L. J. Chmielewski, and K. Wojciechowski, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 33–40.
- [59] A. Klepaczek and P. Szczypiński, "Automated Segmentation of Endoscopic Images Based on Local Shape-Adaptive Filtering and Color Descriptors," in *Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems*, vol. 6474, J. Blanc-Talon, D. Bone, W. Philips, D. Popescu, and P. Scheunders, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 245–254.
- [60] M. Strzelecki, A. Materka, M. Kocinski, P. M. Szczypiński, A. Deistung, and J. R. Raichenbach, "Ocena metody zbiorów poziomicowych stosowanych do segmentacji trójwymiarowych obrazów fantomów cyfrowych oraz obrazów naczyń krwionośnych mózgu TOF-SWI rezonansu magnetycznego," *Inżynieria Biomedyczna*, vol. 16, no. 2, pp. 167–172, 2010.
- [61] M. E. Mayerhoefer *et al.*, "Quantitative analysis of lumbar intervertebral disc abnormalities at 3.0 Tesla: value of T2 texture features and geometric parameters," *NMR Biomed.*, vol. 25, no. 6, pp. 866–872, 2012,

- [62] M. Strzelecki, M. Kociołek, M. Strąkowska, M. Kozłowski, A. Grzybowski, and P. M. Szczypiński, "Artificial Intelligence in the detection of skin cancer: state of the art," *Clinics in Dermatology*, 2024.
- [63] M. Kociołek, A. Materka, M. Strzelecki, and P. Szczypiński, "Investigation of Wordlength Effect on Discriminative Power of Co-occurrence Matrix - Derived Features for Digital Image Texture Analysis," in *International Conference on Signals and Electronic Systems*, Ustroń-Poland, 2000, pp. 163–168.
- [64] A. Skowrońska, D. Mikulski, M. Mikulska, P. Zapotoczny, I. Zmysłowska, and P. M. Szczypiński, "Methodological aspects and applications of fluorescent in situ hybridization to identify bacteria from the gastrointestinal tract of turkeys," *Veterinarija ir Zootechnika*, vol. 48, no. 70, pp. 65–71, 2009.
- [65] M. E. Mayerhoefer *et al.*, "Introduction to Radiomics," *J Nucl Med*, vol. 61, no. 4, pp. 488–495, Apr. 2020,
- [66] K. Sprawka and P. M. Szczypiński, "Simulator for modelling confocal microscope distortions," in *Information Technology in Biomedicine*, Springer, 2019, pp. 79–90.
- [67] P. Szczypiński, P. Pełczynski, D. Szajerman, and P. Strumiłło, "Implementation of Computer Vision Algorithms in DirectShow Technology," in *Image Processing and Communications Challenges 2*, vol. 84, R. S. Choraś, Ed., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 31–38.
- [68] P. Szczypiński, "Modulator PAL do komputera PC z kartą VGA lub SVGA," *Elektronika Praktyczna*, pp. 59–61, luty 1995.
- [69] P. M. Szczypiński, P. V. J. Sriram, R. D. Sriram, and D. N. Reddy, "Computerized Image Analysis of Wireless Capsule Endoscopy Videos Using a Dedicated Web-like Model of Deformable Rings - A Feasibility Study," presented at the 12th United European Gastroenterology Week, Prague: Endoscopy, Sep. 2004, p. A76.
- [70] P. M. Szczypinski, A. Klepaczko, and M. Strzelecki, "An Intelligent Automated Recognition System of Abnormal Structures in WCE Images.," in *HAIS (1)*, E. Corchado, M. Kurzynski, and M. Wozniak, Eds., in *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 6678. Springer, 2011, pp. 140–147.
- [71] P. M. Szczypiński, "Computer Program for Aiding in Wireless Endoscopic Video Interpretation," in *Computers in Medical Activity*, vol. 65, E. Kącki, M. Rudnicki, and J. Stempczyńska, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 53–61.



 (podpis wnioskodawcy¹)

¹ Dokument utrwalony w postaci elektronicznej opatruje się kwalifikowanym podpisem elektronicznym, podpisem zaufanym albo podpisem osobistym.