

Artur Przelaskowski, prof. dr hab. inż.
Wydział Matematyki i Nauk Informacyjnych
Politechnika Warszawska
ul. Koszykowa 75, 00-662 Warszawa

Warszawa, 12.02.2024

OCENA ROZPRAWY DOKTORSKIEJ DLA RADY NAUKOWEJ INSTYTUTU PODSTAWOWYCH PROBLEMÓW TECHNIKI PAN W WARSZAWIE

która poinformowała mnie o powierzeniu funkcji recenzenta pismem z dn. 6.12.23r.

Tytuł rozprawy: **Implementation of Shear Wave Elastography for Point-of-Care
Ultrasound Imaging**

Autor rozprawy: **Damian Cacko**

Dyscyplina: **Informatyka techniczna i telekomunikacja w ramach dziedziny Nauk
inżynieryjno-technicznych**

Przedstawiona rozprawa doktorska prezentuje ogólną wiedzę teoretyczną oraz praktyczną Kandydata w dyscyplinie ITiT oraz wyniki przeprowadzonych badań naukowych. Zasadnicza część rozprawy obejmuje pięć rozdziałów: wprowadzenie, opis techniki elastografii fali ścinania (ścinającej) - SWE, jej implementacja na przenośnym systemie badawczym, prace eksperymentalne oraz podsumowanie. Doktorant opracował urządzenia służące obrazowaniu tkanki metodą elastografii fali ścinającej. Wykorzystał w tym celu przenośną, opracowaną wcześniej platformę do badań ultrasonograficznych us4R-lite - tanią, przenośną, ultradźwiękową platformę badawczą z niskopoziomą architekturą, ze zredukowaną liczbą kanałów odbiorczych oraz opcjonalnym, wbudowanym modułem GPU o niskim poborze mocy, służącym przyspieszaniu przetwarzania danych, o wysokiej konfigurowalności schematów akwizycji do implementacji zaawansowanych algorytmów przetwarzania obrazów. Przystosował tę platformę sprzętową do implementacji innowacyjnej metody oceny przemieszczeń tkanki pod wpływem wytwarzanej siły fali akustycznej.

Ogólna zasada pomiaru cech tkanki metodą elastografii polega na przyłożeniu siły i pomiarze lokalnej odpowiedzi mechanicznej tkanki poddanej naprężeniu. Ta stosunkowo nowa forma diagnostyki ultradźwiękowej służy przede wszystkim ocenie sprężystości (sztywności, twardości) tkanki ulegającej przemieszczeniom¹ (tj. stopnia jej odporności na odkształcenia poprzez wykazaną reakcję na naprężenia przyłożone do tkanki). W czysto sprężystym ośrodku naprężenie i odkształcenie są proporcjonalne. Taka forma obrazowania medycznego, jakościowego i ilościowego, stosowana jest jak dotąd przede wszystkim w diagnostyce sutka, wątroby oraz tarczycy.

Realizowane przez Doktoranta badania prowadziły w kierunku praktycznej realizacji urządzenia typu point of care, czyli formę ultrasonografii wykonywaną przy łóżku pacjenta i interpretowaną bezpośrednio przez lekarza prowadzącego. Jego wysoce kompaktowa forma pozwala na użycie w dowolnym miejscu, w którym można zapewnić opiekę medyczną. Opracowane rozwiązanie umożliwia obrazowanie właściwości

¹ SWE wykorzystuje sekwencję impulsów mocy promieniowania akustycznego do generowania fal ścinających, które rozchodzą się prostopadle do wiązki ultradźwiękowej, powodując przejściowe przemieszczenia. Rozkład prędkości fal ścinających w każdym punkcie jest bezpośrednio związany z modułem ścinania, bezwzględną miarą właściwości sprężystych tkanki - M.S. Tijanovic et al., Shear-Wave Elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications. Radiographics 37(3): 855–870, 2017.

lepkosprężystych tkanek, tj. lokalnego rozkładu stopnia ich odporności na odkształcenia mechaniczne, wyznaczanego na podstawie reakcji na naprężenia przyłożone do tkanki.

Badania te obejmowały m.in. rozwiązania realnych problemów skutecznej transmisji impulsów wysokiej energii, szybkiej akwizycji rejestrowanych danych oraz złożonej obliczeniowo, wiarygodnej rekonstrukcji obrazów w czasie rzeczywistym. Doktorant rozwiązał problem przestrzennej rekonstrukcji sygnałów rejestrowanych przez platformę, zaimplementował algorytm sterujący sekwencją wysokoenergetycznych pobudzeń nadawczych za pomocą szybkiego układu FPGA sprawnie wykorzystując możliwości skutecznej konfiguracji. Zaimplementował także efektywne algorytmy przetwarzania danych na użytek obrazowania SWE wykorzystując środowisko GPU.

Przedstawiony w rozprawie zakres i charakter prezentowanych osiągnięć uważam za nowatorski, znaczący, oryginalny szczególnie w zakresie praktycznych badań konstrukcyjno-implementacyjno-testowych o istotnym potencjale wdrożeniowym. Podkreślić przy tym należy szeroki i różnorodny kontekst prowadzonych badań, duże doświadczenie badawczo-aplikacyjne w kierunku istotnych efektów użytkowych, konsekwencję prowadzonych od lat, jasno ukierunkowanych prac wdrożeniowych, liczne kontakty i konfrontacje osiągnięć względem znaczących wyników uzyskiwanych przez referencyjne ośrodki badawczo-wdrożeniowe. Dokonania te zostały także potwierdzone istotnym dorobkiem publikacyjnym. Za największe osiągnięcie Doktoranta należy uznać sprzętową realizację modułu transmisji TXPB-256 jako nadajnika impulsów pchających (ściskających), wykorzystującego nową generację pulsatorów (rys. 3.3 i 3.4). Realizacja ta została samodzielnie zaprojektowana i wykorzystana do osiągnięcia zasadniczych celów badawczych tej rozprawy.

Uwarunkowania prowadzonych badań, czyli ARF (Acoustic Radiation Force)

Siła promieniowania akustycznego (ARF) jest zjawiskiem związanym z propagacją fal akustycznych przez ośrodek rozpraszający. W wyniku absorpcji i odbicia fali, następuje przeniesienie pędu z fali do ośrodka, w którym się ona rozchodzi. Aby wywołać wykrywalne przemieszczenia tkanek, należy wygenerować wystarczająco silny ARF wykorzystując zogniskowane wiązki i długie wzbudzenia o dużej mocy. W wyniku absorpcji i odbicia fali, następuje przeniesienie pędu do ośrodka, w którym się ona rozchodzi (płaska fala tłumiona wykładniczo). To zjawisko zostało wykorzystane w ocenie mechanicznych cech tkanki - impulsowy ARF służy generacji zlokalizowanej siły pchającej w tkance powodując odkształcenia mierzone za pomocą echa impulsowego. Pole przemieszczeń wynikające z ARFI jest rozłożone przestrzennie i zależy od lokalnych właściwości ośrodka oraz charakterystyki transmitowanej wiązki, dlatego rozkład wielkości przemieszczenia jest z góry nieznany w zastosowaniach in vivo (choć wyższe tłumienie zwiększa wielkość transferu pędu do ośrodka, jednocześnie zmniejsza intensywność fali akustycznej na danej głębokości); częstotliwość generacji ARF jest optymalizowana względem specyfiki zastosowań. Miękkie tkanki przemieszczają się dalej osiągając szczytowe przemieszczenie po dłuższym czasie i regenerują się wolniej niż tkanki sztywne. Podsumowując, zastosowanie zlokalizowanego, impulsowego ARF powoduje generowanie naprężeń ścinających, które indukują przejściową falę ścinającą rozchodzącą się stopniowo od obszaru wzbudzenia (ogniska) w kierunkach prostopadłych do ARF; co istotne, częstotliwość wytwarzanych fal ścinających jest modulowana wielkością obszaru ogniskowego wiązki wymuszającej, długością wzbudzenia oraz sztywnością ośrodka.

Zalety koncepcji ARF-SWE są następujące: zapewniają wyniki jakościowe, jak i ilościowe, ten sam przetwornik może być używany zarówno do generacji ruchu tkanki, jak i do jego śledzenia; stosowane wzbudzenia nie są zależne od operatora, dopuszczalna intensywność wyjściowa ultradźwięków jest ograniczona, aby uniknąć niepożądanych bioefektów mechanicznych i termicznych. Główne ograniczenia: dokładne wykrycie małych przemieszczeń jest trudne, co ogranicza jakość obrazu, limitowana jest także głębokość obrazowania. Krytyczne wymagania przenośnej metody SWE to elektronika w zakresie transmisji wysokoenergetycznych oraz długich sekwencji nadawczych przy użyciu dużej liczby elementów sondy, co potęguje wymagania dot. transmisji danych związane ze znacznym rozpraszaniem ciepła przez elektronikę sterującą oraz sondę. Ponadto, obrazowanie w czasie rzeczywistym z dużą liczbą klatek na sekundę przy wysokiej złożoności algorytmów rekonstrukcji wymaga dodatkowych zasobów obliczeniowo-sprzętowych (dedykowane CPU, GPU).

Sylwetka, dorobek

Doktorant ukończył studia pierwszego stopnia na Wydziale Mechatroniki PW w specjalności 'Urządzenia elektromedyczne' (2013), zaś drugiego stopnia - na Wydziale Elektroniki i Technik Informacyjnych, kierunek 'Elektronika i informatyka w medycynie' (2017). W czasie studiów na PW zajmował się projektowaniem

układów elektronicznych do systemów obrazowania ultradźwiękowego. Nad rozwiązaniami układowymi pracował też w Centrum Badań Kosmicznych PAN (lata 2015-17). Studia doktoranckie w dyscyplinie Informatyka techniczna i Telekomunikacja odbył w IPPT PAN w latach 2017-22 realizując doktorat wdrożeniowy. Prace badawcze prowadził w Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej, w zespole Laboratorium Elektroniki Profesjonalnej pod kierunkiem prof. Z. Ranachowskiego oraz dra M. Lewandowskiego. Pracuje także w firmie us4us sp. z o. o. realizującej elektronikę do aparatury obrazowania ultradźwiękowego.

Zasadnicze osiągnięcia i wyniki prac badawczych Doktoranta zostały przedstawione w formie rozprawy. Znaczna ich część została zweryfikowana w opublikowanych artykułach/opracowaniach oraz podczas publicznych wystąpień w ramach konferencji i sympozjów. Dorobek publikacyjny Doktoranta obejmuje jeden artykuł w czasopiśmie naukowym *Applied Sciences* (IF=2.7 w Q3, współautorska, D. Cacko pierwszym autorem, artykuł zawierający zasadnicze treści doktoratu, obszerny, weryfikujący zasadnicze osiągnięcia doktoratu) oraz trzy doniesienia w materiałach konferencji naukowych (tylko pierwsze z nich jest związane bezpośrednio z tematem doktoratu, D.Cacko pierwszym autorem, IEEE Int Ultrasonic Symp, Montreal 2023). Ponadto, Doktorant brał aktywny udział w ośmiu konferencjach naukowych i sympozjach międzynarodowych przedstawiając osiągnięcia w formie ustnej prezentacji lub plakatu (w tym siedem związanych z tematyką doktoratu).

Istotną część badań stanowią prace projektowo-konstrukcyjne o charakterze praktycznym, istotnym aplikacyjnie - Doktorant brał aktywny udział w transferze wiedzy do przemysłu. Uczestniczył jako wykonawca w realizacji grantu badawczego POIR, współuczestniczył w komercjalizacji rodziny platform badawczych służących do obrazowania ultradźwiękowego. Podsumowując, przedstawiony dorobek naukowy, doświadczenia w pracy naukowo-badawczej oraz osiągnięcia wdrożeniowe oceniam jako istotne i wystarczające.

Charakterystyka prowadzonych badań i raportowanych osiągnięć

Doktorant prowadził od wielu lat konsekwentne badania w zakresie nowoczesnych, przenośnych, zasilanych bateryjnie, kieszonekowych urządzeń ultradźwiękowych skutecznych i przydatnych w wielu badaniach diagnostycznych i przesiewowych. Urządzenia te służą wysokiej jakości zobrazowań czasu rzeczywistego przy niewielkich kosztach i dużej dostępności, takich jak zaawansowane tryby USG (tj. kolorowy Doppler, elastografia) użyteczne niemal w każdych warunkach: oddziały POZ, karetki pogotowia ratunkowego, obszary oddalone z trudnym dostępem do specjalistycznej aparatury medycznej. Na podstawie własnych doświadczeń zwrócił uwagę na obiecujący potencjał i małe jak dotąd realne wykorzystanie 2W elastografii fali ścinania – SWE. Choć prace badawcze w tym obszarze trwają już ponad 2 dekady, na rynku dominują jedynie zaawansowane systemy komercyjne oraz kosztowne platformy badawcze. Brakuje zaś ekonomicznych rozwiązań w klasie przenośnych, bardziej dostępnych urządzeń tego typu o obiecujących i przekonujących możliwościach diagnostycznych.

Wpływ na prezentowane osiągnięcia miał udział Doktoranta w pracach grupy dra Lewandowskiego (us4us-spółka *spin-out*, ważny element urealniający prezentowane osiągnięcia). Doświadczenie to obejmuje m.in.: projektowanie, komercjalizację, wdrażanie systemów ultradźwiękowych (istotny kontekst w doktoracie wdrożeniowym) oraz opracowanie systemu us4R-lite - tania, przenośna, ultradźwiękowa platforma badawcza z niskopoziomową architekturą, ze zredukowaną liczbą kanałów odbiorczych i opcjonalnym wbudowanym modulem GPU o niskim poborze mocy do przyspieszania przetwarzania, o wysokiej konfigurowalności schematów akwizycji, która służy implementacji zaawansowanych algorytmów przetwarzania obrazów. Ponadto, autor zdobył duże doświadczenie w zakresie optymalizacji mocy tego typu układów podczas pracy jako konsultant dla amerykańskiego startupu opracowującego ręczny skaner ultrasonograficzny, wykorzystujący najnowocześniejszą technologię pMUT.

W rozprawie zaprezentowano wyniki konsekwentnych prac projektowo-konstrukcyjnych i badawczych służących implementacji obrazowania SWE za pomocą przenośnego, zoptymalizowanego pod kątem niskiego kosztu jednostkowego i w pełni konfigurowalnego systemu do zastosowań badawczych. W szczególności opracowano: a) specjalnie zaprojektowany, 256-kanalowy moduł do generacji wysokoenergetycznych impulsów nadawczych, b) wieloetapowy algorytm rekonstrukcji obrazów poprzez filtrację danych RF, demodulację, kształtowanie wiązki odbiorczej, detekcję fali ścinania, filtrację danych dotyczących ruchu fal poprzecznych, estymację przestrzennego rozkładu prędkości grupowej fali ścinania oraz przetwarzanie końcowe. By osiągnąć wystarczającą wydajność obliczeniową, dokonano dekompozycji złożonego problemu obliczeniowego na potrzeby przetwarzania równoległego z wykorzystaniem procesora graficznego (GPU).

W ramach prac badawczych wykonano szereg prac eksperymentalnych wykorzystując jednorodne i niejednorodne obszary fantomu elastograficznego oraz ustalone miary jakości rekonstruowanych obrazów, uwzględniające przede wszystkim czas przetwarzania i jakość uzyskiwanych zobrazowań względem rosnącej złożoności obliczeniowej procesu rekonstrukcji (wpływającej zasadniczo na całkowite zużycie energii systemu). Uzyskane wyniki badań pozwoliły sformułować istotne wnioski realizacyjne służące skutecznej konstrukcji i implementacji przenośnych urządzeń ultradźwiękowej elastografii fali ścinania SWE klasy point-of-care.

Główne cele zrealizowanych prac badawczych, które doprowadziły do zasadniczych osiągnięć, przedstawiają się następująco:

- realizacja w kierunku wdrożenia 2-D elastografii fali ścinania (SWE) z wykorzystaniem przenośnej ultradźwiękowej platformy badawczej us4R-lite;
- opracowanie efektywnych metod przetwarzania danych umożliwiających obrazowanie 2-D SWE w czasie rzeczywistym;
- ocena i optymalizacja implementacji/wdrożenia techniki obrazowania 2-D SWE celem dostosowania do wybranej klasy urządzeń typu point-of-care.

Zasadnicze osiągnięcie naukowe

Sformułowana w rozprawie teza, którą weryfikowano w ramach raportowanych prac badawczych, przedstawia się następująco:

Ultradźwiękowy system obrazowania 2-D elastografii fali ścinania (poprzecznej) czasu rzeczywistego może zostać skutecznie zrealizowany w praktyce i potencjalnie/perspektywicznie wykorzystany jako urządzenie klasy przyłóżkowej (point-of-care) – istotnym (specyficznym, autorskim) warunkiem jest skutecznie wykorzystanie mocy obliczeniowej efektywnie oprogramowanej GPU celem akceleracji obliczeń.

Doktorant rozwiązał problem konstrukcji skutecznego nadajnika impulsów pchających oraz przestrzennej rekonstrukcji sygnałów rejestrowanych przez platformę, zaimplementował algorytm sterujący sekwencją wysokoenergetycznych pobudzeń nadawczych za pomocą szybkiego układu FPGA, sprawnie wykorzystując możliwości skutecznej konfiguracji. Zaimplementował efektywne algorytmy przetwarzania danych na użytek obrazowania SWE wykorzystując środowisko GPU. Przedstawione wyniki prac projektowo-konstrukcyjnych i badawczych ukierunkowanych na rozwiązanie powyższego problemu uzasadniają i potwierdzają sformułowaną powyżej, zasadniczą tezę rozprawy oraz stanowią oryginalne osiągnięcie naukowe.

Struktura zasadniczych treści rozprawy (z elementami dyskusji prezentowanych rozwiązań)

Wartościowe odniesienia do literatury przedmiotu raportowane są w obszernej prezentacji zasadniczej koncepcji SWE oraz jej realizacji, ukazanej w szerszej perspektywie aktualnych dokonań i ich

retrospektywnych uzasadnień (rozdział 2). Implementację SWE na przenośnym systemie badawczym, stanowiącą główne osiągnięcie Doktoranta przedstawiono w rozdziale 3, podczas gdy eksperymentalna ocena opracowanego systemu obrazowania 2-D SWE weryfikująca wartość tych dokonań stanowi treść rozdziału 4. Zwarte podsumowanie dokonań, ze wskazaniem istotnych osiągnięć badawczym będących znaczącym wkładem w rozwój dyscypliny stanowi zasadniczą konkluzję przedstawionych w rozprawie rozważań.

Szczegółowo opisano zasadniczą procedurę realizacji koncepcji SWE w szerszym kontekście możliwych i realnych implementacji koncepcji ultradźwiękowej elastografii, z wyczerpującym odniesieniem do aktualnego stanu wiedzy, dyskusją istniejących alternatywnych, uzasadnieniem własnych wyborów koncepcyjnych i implementacyjnych. W szczególności są to: generacja fali akustycznej ścinającej za pomocą impulsowego wzbudzenia ARF, ultradźwiękowe śledzenie ruchu fal poprzez wykrywanie małych przemieszczeń osiowych wzdłuż ścieżki propagacji fali, rekonstrukcja obrazu w trybie B z surowych danych RF, detekcja i filtracja fali ścinania aż po finalną rekonstrukcję mapy prędkości fali. Przeanalizowano wielowariantowo realizację poszczególnych etapów z odniesieniem do literaturowych alternatyw oraz uzasadnieniem własnych wyborów i zaimplementowanych rozwiązań. Zwrócono uwagę na kilka istotnych uwarunkowań: -częstotliwość wzbudzenia można dostosować do określonej głębokości ogniskowej, średniego tłumienia i szerokości pasma przetwornika, by zwiększyć efektywność transferu energii uzyskując większe przemieszczenia przy zachowaniu limitów FDA; tłumienie fal ścinających jest wysokie w tkankach miękkich (zależne od energii), więc nie przemieszczają się zbyt daleko, konieczna jest sekwencja przestrzennie rozłożonych wzbudzeń pchających. Prędkości fali ścinającej z każdej akwizycji są następnie łączone, składając się na finalny efekt rekonstrukcji. Potrzebna jest szybsza akwizycja, uzyskiwany frame rate jest bardzo wysoki; długość generowanych fal ścinania jest dużo większa od ultradźwięków, potrzebny jest kompromis pomiędzy szybkością pomiaru i jakością rekonstruowanych/ estymowanych obrazów (kontrast, rozdzielczość, różnego typu szumy), możliwe metody poprawy jakości detekcji ruchu fali są złożone obliczeniowo. Celem poprawy SNR stosowane są metody filtracji częstotliwościowej (redukcja szumu oraz artefaktów ruchu) oraz kierunkowej (przestrzenno czasowej - celem redukcja odbić fali). Aby oszacować sztywność tkanki w postaci 2-D mapy przestrzennych/kierunkowych, szczytowych przemieszczeń/prędkości wykorzystano metodę ToF (metody korelacyjne, średniokwadratowe estymacje). Rozważano też estymacje przestrzenno-czasowych trajektorii ruchu.

Konstrukcję finalnych zobrazowań przestrzeni tkankowej umożliwia wystarczająco silna fala ścinająca. Obraz jest składany z kilku pomiarów przy różnej pozycji sondy generującej impulsy, na podstawie pobudzeń złożonych lub innych kombinacji pomiarowych, pod kontrolą jakości źródłowych i rekonstruowanych komponentów (uwaga: opis dość lakoniczny). Charakterystyka dziedzinowa (modele wiedzy) i formalna optymalizacja tego etapu, kluczowa dla wiarygodności metody w perspektywie realnych zastosowań nie zostały sformalizowane za pomocą klarownych kryteriów uwzględniających specyfikę pomiaru i naturę obrazowanej tkanki. Opis ad hoc metody rekonstrukcji rozkładów określonych cech sztywności tkanki nie zawiera jasnych kryteriów jakościowych i ilościowych. Do interpretacji wykorzystywane jest równoległe obrazowanie w modzie B. Obrazowanie SWE wykonywane jest pod kontrolą dopuszczalnego poziomu energii akustycznej, występujących efektów cieplnych i mechanicznych, z uwzględnieniem obowiązujących standardów. Rozważania dotyczące przydatności docelowych, klinicznych zobrazowań SWE (*de facto* szacowanego modułu ścinania), będących rekonstrukcją w pewnym stopniu intuicyjnych map sztywności tkanek, koncentrują się na jakościowej i ilościowej ocenie dokonywanych na ich podstawie diagnostycznych interpretacji, np. w formie lokalnych oszacowań stopnia zwłóknienia wątroby. Jednak jakość opisanych wcześniej, dość złożonych pomiarów jest ograniczona, z możliwym *biasem* pozyskiwanych wartości, z dyskusyjną wiarygodnością oraz precyzją ekstrapolowanych szczegółów. Niedokładne oszacowania mogą prowadzić niekiedy do diagnostycznych błędów ograniczających skuteczność leczenia. Wiarygodność pozyskiwanych zobrazowań, reprezentujących efekty przestrzenno-czasowej analizy pozyskiwanych sygnałów, analizowana w kontekście realnych, ambitnych zadań diagnostycznych jest perspektywicznym, przyszłościowym kryterium oceny użyteczności/przydatności konstruowanego ambitnie urządzenia. Wspomniano o formalnych szacunkach poziomu niepewności momentu pojawienia się fali ścinającej (kompromisy częstotliwościowo-odległościowe), problemów dot. szumów spekulowych (*bias*) wpływających na dokładność oszacowań czasowych (problem redukcji tych szumów z zachowaniem zdolności rozdzielczej przy zachowaniu rozdzielczości czasowej) etc.. Zwrócono także uwagę na odchylenie fazowe czoła

rozchodzącej się fali, wpływające na jej opóźnienia i zniekształcenia kształtu czoła, z możliwością tłumienia za pomocą obrazowania harmonicznego. Prędkość fali ścinania może zależeć od przetwornika, głębokości i pozycji bocznej śledzenia fali (niepożądane pole intensywności wiązki pchającej może powodować błąd systematyczny). Szerokie czoło fali w kierunku rozchodzenia może generować znaczne fale ścinające obciążające szacunki SWS. Może pojawić się dyfrakcja, generowane są dodatkowe fale ścinające w obszarach 'nieostrych' zakłócając fale ścinające pochodzące z punktu centralnego, zniekształcając przy tym efekty rekonstrukcji obrazu (zakłada się, że fale ścinające rozchodzą się tylko w kierunku prostopadłym do osi wiązki pchającej). Dodatkową przeszkodą mogą być pojawiające się na drodze fali drobne struktury o średnicach porównywalnych lub mniejszych niż długość fali ścinania (zakłada się przeciwieństwo lokalną jednorodność ośrodka – nie można ocenić sztywności ośrodka). Podsumowując, fizyka ruchu fali ścinającej naraża konieczne szacunki przemieszczeń struktur tkankowych na wiele towarzyszących zjawisk zależnych od specyfiki obrazowej rzeczywistości. Są to trudne problemy jakościowe, zależne od nie do końca przewidywalnych uwarunkowań rzeczywistych.

W analizie specyfiki problemu stwierdzono, że wynikowa rozdzielczość map sztywności (sięgająca typowo 4-6 mm) jest określona przez rozdzielczość obrazowania ultrasonograficznego i nie jest związana z rozdzielczością SWE (**Dyskusja: bardzo proszę o wyjaśnienie problemu realnych uwarunkowań rozdzielczości uzyskiwanej mamy sztywności**). Zależy więc przede wszystkim od długości transmitowanego impulsu. W ten sam sposób, jak rozdzielczość przestrzenna obrazowania ultradźwiękowego jest w dużej mierze zależna od długości transmitowanego impulsu, tak rozdzielczość przestrzenna SWE jest w dużej mierze określona przez długość fali ścinającej. Rozdzielczość SWE jest często wyrażana jako minimalny rozmiar wtrącenia, które można wiarygodnie wykryć i jest zależna zarówno od parametrów wzbudzenia, jak i charakterystyki ośrodka.

Przedstawiona, oryginalna implementacja koncepcji obrazowania 2-D SWE w postaci przenośnego systemu badawczego wykorzystuje wspomnianą platformę us4R-lite z sondą komercyjną, rozszerzoną o dedykowany moduł transmisji służący generacji impulsów *push*. Zapewnia ona (funkcja skanera) dostęp do nieprzetworzonych danych kanału RF z możliwością oprogramowania (FPGA) ustalonej formy generowania impulsów i przetwarzania danych (pulsatory, wzmacniacze, konwertery A/D), w tym niestandardowych sekwencji TX/RX (nadawczo-odbiorczych). Dodatkowo wykorzystano obwody do generacji i synchronizacji zegara, zasilacz wymaganych poziomów napięcia oraz zasilacz HV plus wymienny adapter sondy. Wszystkie zebrane dane RF (duży wolumen) są przesyłane do komputera PC (platforma programistyczna -obliczeniowy back-end, CPU+GPU-Nvidia CUDA, zintegrowane, masowe przetwarzanie danych) za pomocą PCI wysokiej prędkości (do 6GB/s). Konkretnie, system 2D SWE zrealizowano za pomocą mobilnej stacji roboczej MSI GS66 (Micro-Star Int'l Co. Ltd., Taipei, Tajwan) pełniącej rolę hosta podłączonego do us4R-lite z procesorem Intel Core i9-10980HK z 18 rdzeniami, GPU Nvidia RTX3060 i 32 GB pamięci RAM.

Istotny wkład Doktoranta w konstrukcję platformy badawczej us4R-lite

Autor niniejszej rozprawy przyczynił się do zaprojektowania części FPGA tego systemu, opracowując całą logikę cyfrową związaną z transmisją nadawczych TX – stanowi to istotny wkład Doktoranta w obszarze prezentowanych w rozprawie badań. Opracował również centralny sekwenser IP (Intellectual Property) Core, który jest odpowiedzialny za kontrolę wykonania w czasie rzeczywistym wstępnie zdefiniowanej sekwencji akwizycji TX/RX. Celem koniecznego zwiększenia odporności możliwości nadawczych systemu Doktorant zaprojektował i zaimplementował nowy, dedykowany 256-kanałowy podsystem nadawczy - Transmit Push Beamformer Board (TXPB-256) o rozszerzonej architekturze. Moduł ten okazał się kluczowym we wdrażaniu techniki 2-D SWE i stanowi istotne osiągnięcie Doktoranta.

W szczególności wykorzystano nową generację 16-kanałowych układów scalonych impulsatorów nadawczych STHV1600 integrujących części analogową (sterowanie wyjścia HV, który zawiera dwa niezależne półmostki tranzystorowe; każdy kanał analogowy zawiera również aktywny obwód zaciskowy i przełącznik T/R gwarantujący wysoką izolację między nadajnikiem HV a odbiornikiem niskiego napięcia) oraz cyfrową (wbudowany cyfrowy układ kształtujący wiązkę nadawczą, pamięć RAM i zestaw rejestrów do konfiguracji ustawień wzbudzenia). Każdy kanał TX może być zapisany z zestawem dowolnych 3- lub 5-poziomowych przebiegów. Przebiegi mogą się różnić między kanałami, a każdy kanał jest wyposażony w zestaw rejestrów, które definiują opóźnienie transmisji, zezwolenie na transmisję i kształt fali dla następnego zdarzenia TX. Dostęp do pamięci RAM i

rejestrów jest możliwy przez zewnętrzny kontroler za pomocą dedykowanego interfejsu peryferyjnego Quad Serial (QSPI) - wzbudzenie rozpoczyna się od narastającego zbocza sygnału wyzwalającego dostarczanego z zewnątrz, a generowanie transmisji jest kontrolowane przez wbudowany cyfrowy *beamformer*. Z wyjątkiem kształtów fal, pulsatory mogą przechowywać tylko jedną definicję TX, dlatego wykorzystano przeładowanie FPGA, by realizować złożone schematy TX/RX. Ponadto, moduł TXPB-256 integruje komponenty i obwody pomocnicze (wbudowany obwód zasilania, pojemne kondensatory elektrolityczne, generator zegara). Podano szereg istotnych parametrów i reguł skutecznej implementacji. Uzyskano obiecujące parametry i możliwości transmisji, określone tabelą 3.1, podano także szczegóły projektowe i realizacyjne oraz funkcje użytkowe (schemat blokowy architektury – rys. 3.5, funkcjonalność poszczególnych bloków – tab. 3.2). Określono także strukturę głównego sekwensera (rys. 3.6) służącego dynamicznej rekonfiguracji impulsów transmisji (profil opóźnienia nadawania, apertura nadawania, apertura odbioru, konfiguracja fali). Implementacja i weryfikacja oprogramowania kluczowego, układowego FPGA (wykorzystanie VHDL, standardowe etapy syntezy logicznej, mapowania, rozmieszczania, trasowania) przebiegała w dwóch etapach: funkcjonalnej symulacji (różne scenariusze testowe celem dobrego pokrycia) oraz zintegrowanej analizy logicznej dot. wewnętrznej spójności działania FPGA). Testowano także wykorzystanie zasobów (tab. 3.3 ukazuje parametry zgodne z założeniami) oraz wydajność – zrealizowany projekt spełnił wymagania taktowania dla zegara wejściowego 130 MHz w najgorszych warunkach pracy. Omówiono także opracowane i zweryfikowane oprogramowanie (driver sprzętowy, API, biblioteki przetwarzania danych, skrypty konfiguracyjne oraz kontrolne dot. procesu akwizycji).

Przedstawiono klarowny opis algorytmów rekonstrukcji docelowych zobrazowań, czyli 2-D map sztywności tkanki. Wczesny prototyp oprogramowania off-line wykorzystujący ramki nieprzetworzonych danych kanału RF opracowano w Matlabie. Zweryfikowany, docelowy algorytm został przepisany w Pythonie i przystosowany do rekonstrukcji w czasie rzeczywistym za pomocą akcelеровanej za pomocą GPU implementacji. Kolejno realizowane etapy rekonstrukcji to: a) czytanie danych (ładowanie surowych danych RF zrzuconych do pamięci hosta w trakcie akwizycji); b) filtracja danych (wykorzystanie symetrycznego filtru FIR celem redukcji szumu elektronicznego); c) demodulacja kwadraturowa (rekonstrukcja sygnału użytecznego w paśmie podstawowym - składowe fazowe i kwadraturowe danych są filtrowane za pomocą dolnoprzepustowego filtru FIR celem odcięcia produktów demodulacji przy podwojonej częstotliwości podstawowej); d) kształtowanie wiązki (zaimplementowano standardowy algorytm formowania wiązki DAS-opóźnij i sumuj dla PWI- obrazowania fali płaskiej, rekonstrukcja w siatce pikseli 0,2x0,2 mm z dynamicznym ustawianiem ostrości; po sformatowaniu wiązki każdej ramki, zastosowano metodę średniej kroczącej celem łączenia kątów); e) wykrywanie ruchu fali ścinającej (zastosowano metodę przesunięcia fazowego: algorytmy autokorelatora 1D Kasai- domyślnie oraz alternatywnie autokorelatora 2D Loupas); f) filtracja danych ruchu (zastosowano filtr kierunkowy w przestrzeni (k, ω) , aby oddzielić fale rozchodzące się w lewo i w prawo; maskę filtru dobrano tak, by usunąć składowe sygnału o częstotliwościach poniżej 40 Hz i powyżej 800 Hz, by odfiltrować wszystkie składowe danych związane z falami ścinającymi propagującymi się prędkości poza zakresem zainteresowania); g) szacowanie prędkości fali ścinającej (określenie opóźnienia propagacji za pomocą znormalizowanej korelacji krzyżowej profili ruchu tkanek w poprzecznie odległych lokalizacjach-odległość zdefiniowana przez rozmiar kernela bocznego); h) składanie obrazów (łączenie wiele map prędkości fal w celu zbudowania jednej złożonej mapy SWS - granice maski ustalono eksperymentalnie, zależnie od wzorca sekwencji pchającej; w przypadku pokrywania się map obliczano sumę ważoną z wagami równymi współczynnikom korelacji lub też zastosowano ważenie sigmoidalne wzdłuż granic regionu); i) przetwarzanie końcowe (doskonalenia mapy SWS poprzez filtrację medianową z maską 1 mmx1 mm).

W obrazowaniu 2-D SWE wykorzystującym rekonstrukcję pojedynczego obrazu na podstawie więcej niż jednej akwizycji, kroki a)-g) były wykonywane dla danych pozyskanych z każdej akwizycji. Następnie pojedyncza, finalna mapa SWS została skonstruowana na ich podstawie w kroku h). Zaś ostatni krok i) był wykonany normalnie na mapie finalnej. Realne wykorzystanie kliniczne zaproponowanej formy obrazowania wymaga docelowej implementacji obrazowania SWE w czasie rzeczywistym.

Implementacja czasu rzeczywistego 2D SWE

Wskazano główne problemy realizacyjne: bezpieczeństwo termiczne związane z powtarzalnym generowaniem impulsów pchających - powtarzalna akwizycja danych może powodować niepożądane efekty termiczne w tkankach lub nadmierne nagrzewanie głowicy (istotne parametry to liczba ramek na sekundę w limitowanym oknie czasowym, liczba impulsów pchających w określonym przedziale czasowym). Sugerowanym rozwiązaniem jest większa liczba równoległych kanałów śledzenia przy wykorzystaniu fal płaskich o wysokiej częstotliwości odświeżania do śledzenia fal ścinających - nie wymaga to tak wielu pchających wiązek i procesów rejestracji, by skonstruować pojedynczy obraz. Pozwoliłoby to uzyskać około 2 ramek na sekundę przy 10 wiązkach pchających. Zależy to jednak od wydajności obliczeniowej konstruowanego systemu.

Przyjęto następujące uwarunkowania techniczne: 128-elementowa sonda, przetworniki ADC z częstot. próbkowania 65 MHz RF (16 bitów na próbkę), 3 akwizycje do rekonstrukcji pojedynczego obrazu, obrazowanie CPWC przy głębokości osiowej 42 mm i PRF 5 kHz ze śledzeniem fal ścinających przez 20 ms w każdej akwizycji. Rekonstrukcja jednego obrazu na podstawie 3 akwizycji

wymaga obróbki 264 MB danych RF przesyłanych do PC. Teoretyczna przepustowość wykorzystanego interfejsu na poziomie 2,4 GB/s oznacza realne ograniczenia częstotliwości odświeżania obrazu na poziomie około 9,5 fps. Potrzebna jest jeszcze niebanalna moc obliczeniowa procesu rekonstrukcji obrazów (obejmującego kolejne etapy filtracji danych RF, demodulacji, kształtowania wiązki, detekcji ruchu fali ścinania oraz ich filtracji, wreszcie szacowania prędkości fali, co zabiera ponad połowę zdolności obliczeniowych oraz przetwarzanie końcowego) - przynajmniej na poziomie setek GFLOPS, a biorąc pod uwagę dodatkowe operacje transferu czy dostępu do danych, konieczne były znacząco większe moce obliczeniowe. W kolejnych etapach optymalizacji czasowo-jakościowej wykorzystano możliwości zrównoleglenia i skalowalności obliczeń za pomocą jednostek GPU (NVIDIA GeForce) zwiększając moc obliczeniową do poziomu setek TFLOPS. Całkowite obciążenie obliczeniowe procesu rekonstrukcji podzielono pomiędzy CPU i GPU, przy czym zdecydowaną większość operacji rekonstrukcji i koniecznej mocy obliczeniowej przypisano jednostkom GPU.

Przy tej okazji wykonano szereg wartościowych prac implementacyjno-optymalizacyjnych znacząco zwiększając realną moc obliczeniową na użytek realizacji SWE czasu rzeczywistego.

Eksperymentalna weryfikacja urządzenia

Doświadczalna weryfikacja opracowanego systemu obrazowania 2-D SWE objęła: a) ocenę bezpieczeństwa procedur – pomiary realnej wartości ciśnienia akustycznego; b) walidację systemu; c) ocenę wydajności przetwarzania oraz poziom zużycia energii. By ocenić bezpieczeństwo, dokonano wstępnych pomiarów ciśnienia akustycznego w wodzie (rys. 4.1) za pomocą hydrofonu igłowego (hydrofon z zanurzalnym przedwzmacniaczem zamocowano w specjalnym uchwycie ustawionym na dnie zbiornika z odgazowaną wodą destylowaną, gdzie umieszczono gumową płytę celem redukcji odbić), a wyniki zamieszczono w tab. 4.1. Mierzone wartości nie przekraczały limitów FDA, jednak uzyskane wyniki sugerowały ostrożność w protokołach SWE (szczególnie na małej głębokości ogniskowania czy też przy sekwencjach wiązek pchających ogniskowanych w tym samym punkcie). Przeprowadzono wartościową dyskusję różnych uwarunkowań badanych form obrazowania podkreślając znaczny poziom niepewności uzyskiwanych wyników oraz ograniczony ich zakres. Celem było jedynie zgrubne sprawdzenie bezpieczeństwa metody koncentrując się na ocenie akustycznych efektów ścisających wiązek.

Celem walidacji systemu było sprawdzenie ogólnej zdolności systemu do pozyskiwania danych w trybie 2-D SWE oraz rekonstrukcji sensownych (mających znaczenie) map sztywności z tych danych – nie sprecyzowano docelowego modelu użytkowego. Przedstawiono także niektóre wyniki pośrednie celem ujawnienia typowych problemów SWE wpływających na jakość obrazowania.

Wykorzystano 128-elementową sondę liniową ATL L7-4, 5 MHz o rozd. 0,298 mm. Do celów walidacji wybrano metodę generowania impulsów zgodnie z zasadą SSI (3 akwizycje z 3. lateralnymi wiązkami pchającymi, ogniskowane na kolejnych głębokościach, generowane sekwencyjnie). Natychmiast po generacji impulsów skaner us4R-lite przełączano w tryb PWI o wysokiej częstotliwości odświeżania - w każdej akwizycji zarejestrowano łącznie 150 klatek (rys. 4.4). Na ich podstawie rekonstruowano mapy sztywności. Ocenę wydajności systemu przeprowadzono za pomocą naśladującego tkankę fantomu elastyczności z czterema cylindrami o znanej sztywności (różnej względem nominalnej) i sześciu średnicach. Przed wykonaniem pomiarów wykonano standardowe obrazowanie w trybie B w czasie rzeczywistym (celem umieszczenia sondy nad inkluzją, a następnie zamocowano ją nad celem za pomocą uchwytu). Do oceny wydajności czy wiarygodności systemu obrazowania wykorzystano kilka dostosowanych metryk oceny jakości rekonstrukcji obrazowanych obiektów: a) energia ruchu fali ścinającej w każdym pikselu na podstawie wartości prędkości osiowej fali po filtracji kierunkowej; b) w eksperymencie z jednorodnym fantomem szacowano odchylenie (estymowane i nominalne wartości prędkości fali ścinającej), SNR (wartość średnia i odchylenie standardowe wybranego obszaru mapy sztywności) i inne; c) w eksperymencie z fantomem heterogenicznym obliczano m.in. wartości kontrastu (średnie wartości SWS wtrącenia i tła) oraz stosunku kontrastu do szumu (dodatkowo odchylenia standardowe tych wartości – wszystko w ręcznie wyodrębnionych regionach mapy sztywności).

Wyniki eksperymentów walidacyjnych proponowanego systemu potwierdzają wstępnie możliwość wdrożenia techniki 2-D SWE. Spełniono dwa kluczowe wymagania: generowania impulsów wypychających o wysokiej energii oraz gromadzenia danych o propagacji fali poprzecznej z dużą prędkością klatek. Przedstawiono szereg wartościowych wyników dotyczących przetwarzania i rekonstrukcji zobrazowań modu B i efektów detekcji fali ścinania, w tym oceny wydajności przetwarzania opracowanego systemu ze względu na szybkość rekonstrukcji obrazu. Potwierdzono możliwości sprzętowe generowania belek pchających - zostały udowodnione przy użyciu dobrze ugruntowanej

metody SSI, która charakteryzuje się pewną złożonością (wymaga wygenerowania sekwencji belek w ściśle określonym czasie). Elastyczność transmisyjna prezentowanego systemu okazała się wystarczająca do wdrożenia tej metody. Sprzętowe możliwości generowania wiązki pchającej zostały potwierdzone za pomocą metody SSI, elastyczność nadawcza prezentowanego układu okazała się wystarczająca. Przechwytywano dane fali płaskiej z częstotliwością odświeżania 5 kHz, a jakość danych umożliwiła detekcję małych przemieszczeń osiowych fal ścinających o różnych poziomach energii. Na podstawie dodatkowej filtracji 3D danych ruchu fal ścinających możliwa była pełna rekonstrukcja map prędkości na podstawie korelacyjnej estymacji ToF SWS. W przedstawionej analizie jakościowej (odchylenie, precyzja, rozdzielczość) wartości SWS oraz estymowane wartości sztywności tkanki mieściły się mniej więcej w granicach dopuszczalnej tolerancji i były konkurencyjne względem osiągnięć referencyjnych. Wydajność przetwarzania mierzono szybkością rekonstrukcji docelowych zobrazowań z wykorzystaniem trzech implementacji: matlabowej, orientowanej na CPU oraz GPU (pyton). Implementacja na GPU okazała się 104 razy szybsza niż implementacja w Matlabie i co najmniej 85 razy szybsza niż implementacja CPU (różnie to się rozkładało na poszczególnych etapach rekonstrukcji). Dobór siatki formowania wiązki czy estymacja parametrów przy estymacji SWS wymagały kompromisu pomiędzy jakością i rosnącą złożonością obliczeń. Podsumowując, ogólne wyniki testów wydajnościowych wykazały, że opracowane urządzenie z przetwarzaniem bazującym na GPU charakteryzuje się wydajnością umożliwiającą obrazowanie 2-D SWE w czasie rzeczywistym z prędkością 3 do 10 ramek na sekundę (zachowując parametry jakościowe), co także jest osiągnięciem konkurencyjnym w skali światowej.

Dyskusja

Parametr wydajnościowy jest szacowany w kontekście uproszczonych kryteriów jakościowych; kontynuacją badań byłaby łączna optymalizacja procesu akwizycji, z adaptacyjnym doбором balansu jakościowo-wydajnościowego. Kryteria jakościowe, dynamiczne modele struktur, etc. należałoby odnieść do parametrów odpowiadających określonej specyfice diagnostycznej (realne modele wiedzy dziedzicznej, konkretne protokoły badań etc.). Kolejnym etapem byłaby weryfikacja za pomocą wiarygodnych testów diagnostycznych. Interesująco przedstawione zestawienie różnych form implementacji algorytmów przetwarzania i rekonstrukcji ma niewykorzystany potencjał analizy porównawczej w odniesieniu do referencyjnych narzędzi/bibliotek/form przetwarzania/modeli etc. Brakuje też dyskusji optymalizacji możliwych sprzętowych form implementacji. Oczywiście, zakres tematyczny rozprawy jest tak szeroki, że trudno odnieść się do wszystkich tych zagadnień – to jej słabość, ale też i siła. Poszczególne osiągnięcia Doktoranta świadczą o: a) zrozumieniu złożonych, realnych problemów w odniesieniu do bogatej perspektywy aktualnego stanu wiedzy, b) oryginalności w zaprezentowanym, konkretnym zakresie wydzielonych osiągnięć własnych, c) istotnym znaczeniu omówionych form użytkowych w odniesieniu do realnych problemów, aktualnych wyzwań diagnostycznych oraz stanu bieżących badań wdrożeniowych. Większość rozprawy koncentruje się na wykazaniu przekonujących zalet proponowanych rozwiązań – nie kwestionuję ich. Pewien niedosyt dotyczy braku dyskusji możliwych alternatyw w zakresie: a) stosowanych metod przetwarzania sygnałów (dziedzina pozyskiwanych danych jest czasowo-przestrzenna, co sugeruje wykorzystanie np. przekształceń Gabora, reprezentacji falkowej czy kwaternionowej albo konkretnych spektrogramów czy skalogramów etc.) czy algorytmów rekonstrukcji obrazów (wiele alternatyw); b) eksperymentalnej weryfikacji 2-D SWE (bardziej realistyczne, różnorodne fantomy, także dynamiczne); c) wiarygodnych modeli cech tkanek (bardziej realnych niż te z rys. 1.4 i 1.5) - dynamicznych, przestrzennych, zróżnicowanych w różnych aspektach stosownie do przewidywanych ograniczeń rekonstrukcji SWE.

Podsumowanie

W rozprawie przedstawiono wyniki ciekawych i ambitnych prac badawczych dotyczących realnej implementacji metody obrazowania ultrasonograficznego 2D-SWE w formie urządzenia przenośnego,

wsparte dyskusją oraz interpretacją wyników przeprowadzanych badań eksperymentalnych. Kluczowe, nowatorskie osiągnięcia dotyczą czterech obszarów: a) analiz teoretycznych (rzetelny przegląd literatury, szeroka wiedza własna na bazie wieloletnich doświadczeń, **skuteczne wykorzystanie znanych metod i rozwiązań dostosowanych do nowych wyzwań i aktualnych trendów**), b) konkretnych rozwiązań sprzętowych, b) projektowania i implementacji skutecznego oprogramowania, d) eksperymentalnej weryfikacji realnych opracowań i konstrukcji. Przeprowadzono szeroką dyskusję stawianych tez oraz wskazano dalsze kierunki rozwoju.

Zadeklarowano osiągnięcie głównego celu za pomocą przedstawionych w rozprawie, konsekwentnych i długofalowych badań, z klarownym, precyzyjnie określonym wkładem prac badawczych Doktoranta. Cel osiągnięto poprzez pomyślną realizację w praktyce metody obrazowania 2D-SWE o zakładanej efektywności. Konsekwentnie zrealizowano i skutecznie zweryfikowano szereg rozwiązań sprzętowo-programistycznych (w tym autorskiej realizacji nadajnika impulsów pchających oraz akceleracji GPU), dających możliwość bezpiecznej akwizycji i efektywnego przetwarzania danych celem rekonstrukcji zobrazowań o zadawalającym poziomie wiarygodności, zweryfikowanej w kompleksowych eksperymentach z wykorzystaniem stosownych fantomów. Uzyskane wyniki badań uwiarygadniają możliwość skutecznego w praktyce, perspektywicznego wykorzystania skonstruowanego elastografu jako przenośnego urządzenia klasy przyłóżkowej. Potwierdza to wiarygodność przyjętej tezy badawczej. Istotnym – specyficznym i autorskim warunkiem było skuteczne wykorzystanie przez Doktoranta mocy obliczeniowej efektywnie oprogramowanej GPU celem akceleracji obliczeń.

Główne ograniczenia przedstawionych w rozprawie badań oraz deklarowanych efektów są następujące: brak realnej oceny eksperymentalnej skuteczności obrazowania opracowanej metody/urządzenia (brak badań *in vivo*), także w odniesieniu do analogicznych urządzeń komercyjnych (brak dostępu do urządzeń, brak referencyjnych procedur, brak odniesień do realnych zadań diagnostycznych, np. z wykorzystaniem reprezentatywnych procedur, wiarygodnych fantomów, referencyjnych protokołów badań etc.). Nie obliczają one jednoznacznie pozytywnej, wysokiej oceny przedstawionych osiągnięć Doktoranta.

W tym kontekście potwierdzam, że oceniana rozprawa doktorska stanowi oryginalne rozwiązanie ważnego problemu naukowego w dyscyplinie Informatyka techniczna i telekomunikacja. Dowodzi jednocześnie dużej wiedzy teoretycznej i praktycznej z obszaru: projektowania i sprzętowej realizacji układów analogowo-cyfrowych; wykorzystania niezawodnych zasobów obliczeniowych oraz inteligentnej strategii wdrażania algorytmów; komputerowego przetwarzania i analizy sygnałów biomedycznych; rekonstrukcji obrazów na podstawie ocen lepko sprężystych właściwości tkanek; konstrukcji skutecznych systemów obrazowania ultrasonograficznego; obliczeniowych metod obróbki obrazów; interdyscyplinarnych uwarunkowań projektowania przydatnych diagnostycznie metod i narzędzi oraz zasad ich wstępnej weryfikacji.

Potwierdzona została umiejętność samodzielnego prowadzenia badań naukowych poprzez znaczący udział autorski w złożonych, kompleksowych badaniach, implementacjach i wyczerpujących eksperymentach, zweryfikowanych wartościowymi publikacjami, aktywnością konferencyjną, a także konsekwentną, perspektywiczną pracą w zespole badawczym.

Spełnione zostały tym samym wymagania stawiane rozprawom doktorskim w Ustawie z dnia 20 lipca 2018 r. - Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz.U. 2018 poz. 1668 z późniejszymi zmianami).

Zwracam się zatem do Wysokiej Rady Naukowej Instytutu Podstawowych Problemów Techniki PAN z wnioskiem o dopuszczenie Pana mgr inż. Damiana Cacko do dalszych etapów przewodu doktorskiego, w tym do publicznej obrony opiniowanej rozprawy.

A. Pieloski